



**ITS**

Institut  
Teknologi  
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR- TL 141584

**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN GAS  
ARGON PROSES *PHYSICAL VAPOUR DEPOSITION*  
(PVD) PADA LAPISAN TIPIS Ag-Cu UNTUK  
APLIKASI SIFAT *ANTIMICROBIAL* PADA  
*ORTHOPEDIC DEVICE***

RATNA HERMASTUTI  
NRP 2713 100 042

Dosen Pembimbing :  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2017





**TUGAS AKHIR - TL 141584**

**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN  
GAS ARGON PROSES *PHYSICAL VAPOUR  
DEPOSITION* (PVD) PADA LAPISAN TIPIS Ag-Cu  
UNTUK APLIKASI SIFAT *ANTIMICROBIAL* PADA  
*ORTHOPEDIC DEVICE***

**RATNA HERMASTUTI  
NRP 2713 100 042**

Dosen Pembimbing :  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2017**

*(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)*



**FINAL PROJECT - TL 141584**

**EFFECT OF DEPOSITION TIME AND ARGON  
DEPOSITION PRESSURE IN *PHYSICAL  
VAPOUR DEPOSITION* (PVD) PROCESS ON Ag-  
Cu THIN FILM FOR ANTIMICROBIAL  
PROPERTIES *ORTHOPEDIC DEVICE***

**RATNA HERMASTUTI  
NRP 2713 100 042**

**Advisor :  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono**

**MATERIALS ENGINEERING DEPARTMENT  
Faculty of Industrial Technology  
Sepuluh Nopember Institute of Technology  
Surabaya 2017**

*(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)*

## LEMBAR PENGESAHAN

### TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar  
Sarjana Teknik

Pada

Bidang Studi Material Inovatif

Program Studi S-1 Departemen Teknik Material

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh

**RATNA HERMASTUTI**

NRP 2713 100 042

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. (Pembimbing I)

Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si. (Pembimbing II)

Prof.Dr.rer.nat. Tri Mardji Atmono (Pembimbing III)



**PENGARUH WAKTU DEPOSISI DAN TEKANAN GAS  
ARGON PROSES *PHYSICAL VAPOUR DEPOSITION*  
(PVD) PADA LAPISAN TIPIS Ag-Cu UNTUK APLIKASI  
SIFAT *ANTIMICROBIAL* PADA *ORTHOPEDIC DEVICE***

Name : Ratna Hermastuti  
NRP : 2713100042  
Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono  
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si

**ABSTRAK**

Implan metalik merupakan komponen penting pada pengobatan biomedis. Namun, seringkali terjadi infeksi pasca operasi pemasangan implan. Infeksi pada pemasangan sendi biasanya dicegah dengan mengkonsumsi antibiotik dengan menjaga peralatan bedah dan implan tetap dalam keadaan steril. Namun hal tersebut belum maksimal jika material yang digunakan masih menjadi daya tarik bagi bakteri. Dari sisi keilmuan material dikembangkan jenis material yang memiliki sifat antibakteri atau disebut juga *antimicrobial* material. Perak (Ag) dan Tembaga (Cu) memiliki sifat antimicrobial untuk mencegah infeksi pada implan tulang. Penelitian tugas akhir ini bertujuan untuk menganalisa pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas argon pada proses deposisi lapisan tipis AgCu sebagai material antimicrobial dengan metode *Physical Vapor Deposition* (PVD) *RF Sputtering*. Parameter yang digunakan waktu deposisi sebesar 10, 15 dan 20 menit dan tekanan gas Argon sebesar  $3 \times 10^{-2}$  mBar,  $4 \times 10^{-2}$  mBar, dan  $5 \times 10^{-2}$  mBar. Hasil dari deposisi lapisan tipis Ag-Cu dikarakterisasi menggunakan SEM-EDX untuk menganalisa morfologi dan persebaran Ag dan Cu yang mana didapatkan semakin lama waktu deposisi semakin meningkatkan kualitas lapisan tipis Ag-Cu ditandai dengan *incomplete* lapisan Ag-Cu semakin sedikit. Selanjutnya analisa XRD pada sampel lapisan



tipis Ag-Cu ditemukan peak yang luas (*broad*) yang menunjukkan terbentuknya FCC *metallic silver*, Ag dan terdapat peak Cu. Uji kekasaran menggunakan AFM menunjukkan bahwa dengan meningkatnya tekanan gas Argon menurunkan laju deposisi proses PVD sehingga jumlah partikel yang terdeposisi sedikit dan tingkat kekasarannya meningkat. Dari hasil indentasi dengan *Rockwell-C* didapatkan hasil adhesi lapisan tipis Ag-Cu pada sampel lemah dan tidak diterima berdasarkan kualifikasi teknis. Dari hasil pengujian *Disk Diffusion Test* didapatkan area inhibisi microbial pada sampel lapisan tipis Ag-Cu. kemampuan *antimicrobial* pada sampel dipengaruhi oleh keberadaan ion *antimicrobial* seperti  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$ .

**Keyword: Implant, Antimicrobial, Lapisan tipis (*Thin Film*), Physical Vapor Deposition (PVD)**

**EFFECT OF DEPOSITION TIME AND ARGON  
DEPOSITON PRESSURRE IN *PHYSICAL VAPOUR  
DEPOSITION* (PVD) PROCESS ON Ag-Cu THIN FILM  
FOR *ANTIMICROBIAL PROPOERTIES ORTHOPEDIC  
DEVICE***

Name : Ratna Hermastuti  
NRP : 2713100042  
Advisor : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono  
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si

**ABSTRACT**

Metallic implants are important components in biomedical treatment. However, oftentimes postoperative infection ensues after installation of implant. Infections on joints installation are usually treated by antibiotics, but it is still not optimal. Prevention has been undergone by keeping the surgical instruments and implants in a sterile condition. Nevertheless, this action is not optimal if the utilized material still can attract the bacteria. From material science's side, it is developed a type of material which has antibacterial properties or called as antimicrobial material. Silver (Ag) and Copper (Cu) have antimicrobial properties to prevent infection in bone implants. This research analyzed the influence of deposition time and pressure of argon gas on Ag-Cu thin film deposition process as antimicrobial material with Physical Vapor Deposition (PVD) RF Sputtering method. Parameter which is used were time with amount of 10, 15 and 20 minutes and Argon gas pressure with amount of  $3 \times 10^{-2}$  mBar,  $4 \times 10^{-2}$  mBar, and  $5 \times 10^{-2}$  mBar. The results of Ag-Cu thin film deposition was characterized using SEM-EDX to analyze morphology of thin film and the dissemination of Ag and Cu atoms. The result that rise of deposition time will increase the quality of the thin films that the incomplete of film doesn't occur. Furthermore, from XRD analysis on Ag-Cu thin film sample, it was found broad peak which

indicated the formation of FCC metallic silver, Ag and also there were Cu peak. The roughness test using AFM demonstrated that a rise in Argon gas pressure will cause a reduction in the PVD process deposition rate so that the number of particles would be smaller and the roughness increased. From indentation test using Rockwell-C, it is obtained that adhesion result of Ag-Cu thin layer is weak and it is not acceptable according to technical qualification. An antimicrobial assay was then performed using the Disk Diffusion Test method where there was a microbial inhibition area on the Ag-Cu thin film sample. The antimicrobial ability of the sample is influenced by the presence of antimicrobial ions such as  $\text{Ag}^+$  and  $\text{Cu}^{2+}$ .

**Keyword: Implant, Antimicrobial, Thin Film, Physical Vapor Deposition (PVD)**

## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT yang telah memberikan rahmat, anugerah, serta karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir serta menyusun laporan tugas akhir dengan judul **“Pengaruh Waktu Deposisi dan Tekanan Gas Argon Proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD pada Lapisan Tipis Ag-Cu untuk Aplikasi Sifat Antimicrobial pada *Orthopedic Device*”**. Laporan tugas akhir ini dibuat untuk melengkapi mata kuliah tugas akhir yang menjadi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik (S.T.) di Departemen Teknik Material - Fakultas Teknologi Industri - Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Penulis menyadari bahwa tanpa bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, laporan tugas akhir ini tidak dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada pihak yang telah memberikan dukungan, bimbingan, dan kesempatan kepada penulis hingga laporan tugas akhir ini dapat diselesaikan dengan baik, diantaranya:

1. Kedua orang tua serta ketiga kakak penulis yang telah memberikan banyak doa, dukungan moriil dan materiil, semangat, cinta kasih, motivasi, dan inspirasi kepada penulis.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng selaku Kepala Departemen Teknik Material FTI – ITS sekaligus dosen pembimbing tugas akhir penulis yang telah memberikan ilmu selama pengerjaan tugas akhir.
3. Bapak Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono selaku pembimbing selama pengerjaan tugas akhir di BATAN Yogyakarta.
4. Ibu Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si selaku dosen pembimbing tugas akhir penulis yang telah membimbing dan memberikan banyak ilmu selama pengerjaan tugas akhir ini.
5. Bapak Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc. selaku Koordinator Tugas Akhir Departemen Teknik Material FTI-ITS.

6. Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku dosen wali yang sangat mengayomi dan memberikan motivasi selama penulis menjalani pendidikan di Departemen Teknik Material FTI-ITS.
7. Tim Dosen Penguji seminar dan sidang tugas akhir, serta seluruh bapak dan ibu dosen dan karyawan di lingkungan Departemen Teknik Material FTI-ITS yang tak kenal lelah dalam mendidik putra-putri terbaik bangsa ini.
8. Teman-teman Tugas Akhir 'orthopedic', Maul, Yudhis, Hana, Peter yang telah banyak membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini.
9. Hana, Fatchur dan Falsafa yang selalu memberikan dukungan dan canda tawa dalam berbagai kondisi yang dialami penulis selama pengerjaan tugas akhir.
10. Teman-teman grup Broombombom Qory, Mela, Anggun, Nana, Bani, Reza, Ici, Ihsan, Daniel, Domo serta teman-teman seangkatan MT 15 yang selalu memberikan dukungan dalam berbagai kondisi yang dialami penulis.
11. Serta seluruh pihak yang belum bisa dituliskan satu per satu oleh penulis. Terimakasih atas dukungan dan bantuan teman-teman sekalian.

Penulis berharap laporan tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi seluruh pihak yang membaca. Penulis juga menyadari masih terdapat banyak kekurangan dalam penulisan laporan tugas akhir ini, sehingga penulis sangat menerima kritik dan saran dari para pembaca yang dapat membangun demi kesempurnaan laporan tugas akhir ini.

Surabaya, Juli 2017  
Penulis,

Ratna Hermastuti  
2713100042

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL.....</b>	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN.....</b>	<b>v</b>
<b>ABSTRAK.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>ix</b>
<b>KATA PENGANTAR .....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR .....</b>	<b>xv</b>
<b>DAFTAR TABEL.....</b>	<b>xvi</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Material Antimicrobial.....	5
2.1.1 Perak (Silver).....	6
2.1.2 Tembaga (Copper).....	8
2.2 Material pada Alat Medis.....	8
2.2.1 Penggunaan SS 316 L pada Alat Medis.....	9
2.3 Mekanisme Antimicrobial.....	10
2.4 Aktivasi Ion pada Lapisan Tipis .....	14
2.5 Teknologi Deposisi Lapisan Tipis: (PVD).....	15
2.5.1 Sputtering Deposition.....	16
2.6 Disk Diffusion Test.....	16
2.8 State Of The Art.....	17
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN</b>	
3.1 Diagram Alir Penelitian.....	21
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	23
3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian.....	24
3.4 Pengujian.....	24
3.4.1 SEM-EDX.....	24
3.4.2 XRD.....	26

3.4.3 Rockwell Indentasi.....	26
3.4.4 Pengujian Antimicrobial (Disk Diffusion Test).....	27
3.4.5 Atomic Force Microscopy (AFM).....	28
<b>BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Pengaruh Waktu Deposisi terhadap sifat Antimicrobial....	29
4.1.1 Analisa Morfologi.....	29
4.1.2 Analisa Komposisi.....	34
4.1.3 Analisa Senyawa.....	35
4.1.4 Analisa Kekasaran.....	38
4.1.5 Analisa Adhesi.....	40
4.1.6 Analisa Antimicrobial.....	42
4.2 Pengaruh Tekanan Gas Argon terhadap sifat	
Antimicrobial.....	44
4.2.1 Analisa Morfologi.....	44
4.2.2 Analisa Komposisi.....	49
4.2.3 Analisa Senyawa.....	50
4.1.4 Analisa Kekasaran.....	52
4.2.4 Analisa Adhesi.....	54
4.2.5 Analisa Antimicrobial.....	55
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN</b>	
5.1 Kesimpulan.....	57
5.1 Saran.....	58
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>xvi</b>
<b>LAMPIRAN .....</b>	<b>xxi</b>
<b>BIODATA PENULIS .....</b>	<b>xxiv</b>

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Mekanisme antibakteri Ag+.....	7
<b>Gambar 2.2</b> Mekanisme pembentukan biofilm.....	11
<b>Gambar 2.3</b> sekema mekanisme antibakteri pada silver nano partikel.....	12
<b>Gambar 2.4.</b> Prinsip dasar lapisan antimicrobial.....	13
<b>Gambar 2.5</b> Mekanisme deposisi sputter.....	16
<b>Gambar 2.6</b> Zona inhibisi antibiotic terhadap mikrobial.....	17
<b>Gambar 3.1</b> Diagram Alir Penelitian.....	21
<b>Gambar 3.2</b> Diagram alir <i>disk diffusion test</i> .....	22
<b>Gambar 3.3</b> Mesin Uji XRD.....	26
<b>Gambar 3.4</b> Skema Indentasi menggunakan indenter Rockwell.....	27
<b>Gambar 4.1</b> Hasil SEM perbesaran 5000x tampak atas lapisan tipis AgCu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan.....	30
<b>Gambar 4.2</b> Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag dan Cu 10 menit .....	31
<b>Gambar 4.3</b> Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag dan Cu 15 menit .....	32
<b>Gambar 4.4</b> Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag dan Cu 10 menit .....	33
<b>Gambar 4.5</b> grafik XRD lapisan tipis Ag-Cu.....	36
<b>Gambar 4.6</b> peak Fe dan peak Cu yang berdekatan dengan variasi waktu deposisi.....	37
<b>Gambar 4.7</b> perbandingan visualisasi permukaan lapisan tipis Ag-Cu.....	40
<b>Gambar 4.8</b> Hasil indentasi lapisan tipis Ag-Cu.....	41
<b>Gambar 4.9</b> Area inhibisi lapisan tipis Ag-Cu.....	42
<b>Gambar 4.10</b> Grafik Perbandingan Area Inhibisi.....	43
<b>Gambar 4.11</b> Hasil SEM perbesaran 5000x sampel lapisan tipis AgCu.....	44
<b>Gambar 4.12</b> Hasil SEM Colour Mapping.....	46
<b>Gambar 4.13</b> Hasil SEM Colour Mapping.....	47
<b>Gambar 4.14</b> Hasil SEM Colour Mapping.....	48



<b>Gambar 4.15</b> grafik XRD lapisan tipis Ag-Cu.....	50
<b>Gambar4.16</b> Peak Fe dan Cu variasi tekanan gas Argon.....	51
<b>Gambar 4.16</b> perbandingan visualisasi permukaan lapisan tipis Ag-Cu dengan AFM.....	53
<b>Gambar 4.17</b> Hasil indentasi sampel lapisan tipis Ag-Cu.....	54
<b>Gambar 4.18</b> Area inhibisi lapisan tipis Ag-Cu.....	55
<b>Gambar 4.19</b> Grafik Perbandingan Area Inhibisi Lapisan Tipis Ag-Cu.....	56

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2.1</b> komposisi kimia SS 316 L.....	9
<b>Tabel 4. 1</b> Data Komposisi Lapisan Tipis Ag-Cu pada tekanan konstan $P=3 \times 10^{-3}$ mBar (Wt%).....	34
<b>Tabel 4.2</b> Data AFM Sa dan Sz lapisan tipis Ag-Cu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan $P=3 \times 10^{-3}$ mBar.....	39
<b>Tabel 4.3</b> Data komposisi lapisan tipis Ag-Cu Wt(%).....	49
<b>Tabel 4.</b> Data AFM Sa dan Sz lapisan tipis Ag-Cu.....	52

*(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)*



## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Implan metalik merupakan komponen penting pada pengobatan biomedis seperti patah tulang, rekonstruksi dan penggantian sendi dan telah meningkatkan kualitas hidup pasien beberapa tahun terakhir ini. Namun, seringkali terjadi infeksi pasca operasi pemasangan implan. Pada tahun 2004 di Amerika, 2,6 juta implan tulang mendekati 4,3% diantaranya terjadi infeksi (Darouiche, 2004). Infeksi pada penggantian sendi menjadi masalah serius pada bedah ortopedi dimana pengobatan dengan antibiotik sering tidak memungkinkan karena sulit menjangkau daerah yang terinfeksi (Irwanto, 2004). Tingkat infeksi primer dari total operasi penggantian pinggul ditemukan sekitar 1-3% (Harris, 1990) dan tingkat infeksi ulang setelah operasi pinggul yang terinfeksi *prosthesis* (sendi buatan) mencapai 14% (Nelson, 1993). Pencegahan yang sederhana dengan menjaga peralatan steril namun hal tersebut masih belum maksimal jika material yang digunakan masih mempunyai daya tarik bagi bakteri. Berdasarkan fenomena tersebut, kemudian dari sisi keilmuan material dikembangkan jenis material yang tidak disukai oleh bakteri atau disebut sebagai *antimicrobial* material. Pelapisan atau perlakuan pada permukaan material merupakan pendekatan untuk mengurangi dan mencegah terjadinya infeksi bakteri pada implan.

Perak merupakan logam yang memiliki sifat alami antibakteri, sifat *biocompatible* yang bagus dan stabil digunakan didalam kondisi fisiologi, perak juga digunakan sebagai antimicroba pada perawatan luka sejak jaman Romawi dan pertengahan abad 20 (Alexander, 2009). Beberapa keunggulan dari perak sebagai tambahan pada implan metalik yaitu efektif membunuh bakteri gram-positive dan gram-negative dan beberapa bakteri yang resisten terhadap obat dengan konsentrasi yang sangat rendah (Chernousova dan Apple, 2013). Perak memiliki sifat *biocompatible* yang baik tanpa menyebabkan cytotoxic ketika



diaplikasikan didalam jaringan hidup (Bosetti dkk, 2002). Selain itu, Tembaga juga telah diteliti sebagai zat tambahan antimikroba (Heidenau dkk, 2005) menunjukkan bahwa sifat antibakteri yang paling baik di peroleh dari pelapisan permukaan dengan  $\text{Cu-TiO}_2$  , yang menyebabkan menurunnya jumlah bakteri yang terdapat dipermukaan dan juga meskipun tinggi kadar konsentrasi ion tembaga masih tertoleransi oleh sel jaringan tubuh (Fang, 1997). Ion perak dan tembaga akan bersifat toksik terhadap sel mikroba dan tidak bersifat racun terhadap sel tubuh manusia. Mekanisme terjadinya efek antimikroba, material pelapis biasanya berbentuk nanopartikel, terutama pada nanopartikel perak untuk melepas ion  $\text{Ag}^+$ .

Metode pelapisan permukaan implan menggunakan PVD (*Physical Vapor Deposition*) merupakan metode pelapisan dilakukan untuk mendapatkan peningkatan pada properties suatu bahan, seperti kekerasan yang tinggi, resistensi terhadap korosi dan cacat *wear*, friksi rendah, dan properties spesifik optik atau elektrik. Metode pelapisan ini juga dinilai dapat mengontrol struktur lapisan tipis pada skala atom maupun nanometer sehingga dapat mendekati struktur nanopartikel.

Faktanya masih belum banyak riset tentang proses pelapisan lapisan tipis yang menggabungkan antara logam perak dan tembaga menggunakan metode PVD sebagai pencegah timbulnya infeksi pada permukaan implan. Untuk itu perlu dilakukannya penelitian tentang proses pelapisan lapisan tipis AgCu dengan menggunakan metode PVD dengan variasi proses yaitu waktu deposisi dan tekanan gas Argon untuk mendapatkan struktur lapisan dan sifat antimikroba.

## 1.2 Perumusan Masalah

Dari uraian latar belakang di atas maka dapat dirumuskan permasalahan sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat mekanik, dan morfologi lapisan tipis Ag-Cu

---

## BAB I PENDAHULUAN



2. Bagaimana pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat antimikroba lapisan tipis Ag-Cu

### 1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini terdapat beberapa hal yang berfungsi sebagai batasan masalah:

1. Dimensi material substrat SS 316L dianggap sama
2. Perubahan temperatur didalam *chamber* diabaikan
3. Jarak antar elektroda dianggap sama pada setiap proses
4. Perubahan voltase DC-BIAS dalam proses deposisi diabaikan

### 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisa pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat mekanik, dan morfologi lapisan tipis Ag-Cu
2. Menganalisa pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat antimikroba lapisan tipis Ag-Cu

### 1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

1. Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.
2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat



- digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang orthopedic devices dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.
  4. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.



## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Untuk melancarkan jalannya penelitian tugas akhir ini diperlukan tinjauan pustaka yang diambil dari berbagai sumber seperti buku, jurnal atau literature lain guna mendukung landasan teori dan informasi seluruh metode dan material yang digunakan pada penelitian ini. Teori dan informasi yang digunakan akan dijelaskan pada sub-bab berikut.

### 2.1 Material Antimicrobial

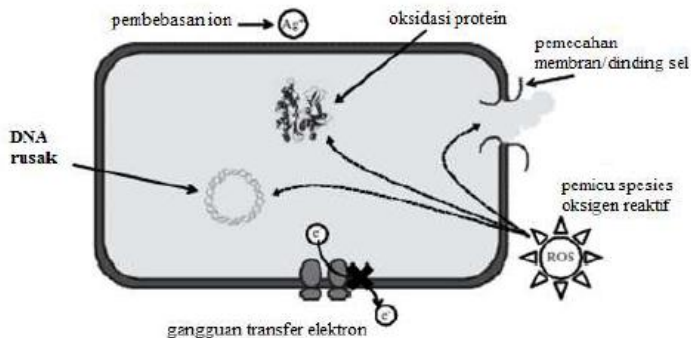
Dewasa ini perkembangan teknologi nano telah membuka kesempatan ilmu material untuk digunakan untuk aplikasi biomedik. Material yang difungsikan untuk antibakteri yang digunakan dalam sektor medis telah banyak dikembangkan. Beberapa kasus operasi pemasangan implan tulang terjadi infeksi atau pelekatan bakteri pada implan. Untuk menanggulangi masalah tersebut, pelapisan implant menggunakan material *nontoxic* dan antimicrobial dapat dipilih sebagai modifikasi untuk menegmbangkan efek antimicrobial, *cytocompatibility* pada implan. Pada beberapa kasus menggunakan logam seperti perak, tembaga. Selain itu Titanium juga memiliki sifat mekanik yang bagus, sifat antibakteri yang bagus, sifat tahan terhadap korosi dan juga sifat *biocompatible* yang bagus dengan tubuh manusia. Biasanya digunakan pada implan tulang, *orthodontics*, dan penggantian sendi. Selain itu ada Au, Pt, Pd ataupun Zn sebagai bahan antibakteria (Burrell dkk, 2007). Zn biasanya digunakan sebagai *chateter*, Zn merupakan elemen pembentuk tubuh dan memiliki peran penting dalam pembentukan DNA, aktivitas enzim dan pembelahan sel. Beberapa peneliti menyatakan bahwa Zn dapat meningkatkan *cytocompatibility*, mengurangi adhesi bakteri dan pertumbuhannya dan ion Zn dapat menghambat pertumbuhan bakteri dan tidak menyebabkan *cytotoxic*. (Wang dkk, 2017)





### 2.1.1 Perak (*Silver*)

Perak adalah unsur logam dengan nomor atom 47. Simbolnya adalah Ag, dari bahasa Latin *argentum* yang artinya adalah “putih” atau “silau”. Perak telah lama dinilai sebagai logam mulia. Perak adalah salah satu logam yang memiliki konduktivitas elektrik, konduktivitas thermal, dan refleksitas yang tinggi. Perak adalah metal yang mempunyai spectrum yang luas terhadap sifat antimicrobial yang melawan bakteri Gram-positif dan Gram-negatif, jamur, protozoa dan virus-virus tertentu (Balasz dkk, 2004) hal ini dapat membantu mengurangi infeksi yang terjadi pada area luka bakar dan mencegah bekoloninya bakteri pada peralatan medis. (Bosetti, 2002). Ion perak memiliki toksisitas yang tinggi terhadap mikroorganisme dan menunjukkan efek biosoidal yang kuat pada lebih dari 16 spesies bakteri termasuk *Ascheresia coli*. Pada gambar 2.1 merupakan mekanisme antibakteri oleh ion  $Ag^+$ . Perak diyakini akan bereaksi dengan protein dengan cara menyerang gugus SH (thiol) dalam enzim yang akan menonaktifkan protein. Mekanisme antibakteri dari ion perak ( $Ag^+$ ) yang mampu membuat molekul DNA kehilangan kemampuan untuk bereplikasi. Perak bersifat toksik bagi mikroorganisme dengan cara meracuni 6 respiratori serta komponen dalam sistem transport electron mikroba. Perak dapat terakumulasi dalam sel bakteri dan berinteraksi dengan protein sitosol, enzim mitokondria dan DNA/RNA. Resistensi bakteri terhadap perak jarang sekali terjadi karena logam memiliki range target yang luas pada organisme. Sedangkan pada antibiotik konvensional, mikroba membuat inang dengan cara mutase untuk mempertahankan diri. Sensitivitas bakteri bergantung pada pembentukan kristal dari pembawa, area permukaan, kandungan perak, tingkat oksidasi perak. Semakin kecil partikel silver maka akan semakin meningkatkan kemampuan antibakteri (Sotya, 2013).



**Gambar 2.1** Mekanisme antibakteri  $\text{Ag}^+$  (Sotya, 2013)

Nanopartikel perak dapat larut dalam lingkungan cair yang mencegah aglomerasi atau terjerap dalam matriks yang digunakan sebagai sistem pembawa obat (misalnya obat terlarut, terjerap, terkapsul atau melekat pada matriks nanopartikel). Partikel tersebut menarik untuk penelitian karena efektivitas dalam dosis kecil, toksisitas dan efek samping kecil. Nanopartikel perak digunakan diberbagai bidang, dan aplikasi utama termasuk penggunaannya sebagai katalis, sebagai sensor optik konsentrasi *zeptomole*, teknik tekstil, elektronik, optik, dan yang paling penting dibidang kesehatan sebagai bakterisida dan sebagai agen terapeutik. Ion perak digunakan dalam formula komposit resin gigi, dalam lapisan perangkat medis; sebagai pelapis bakterisida dalam filter air. Nanopartikel perak juga ditemukan sebagai aplikasi dalam salep topikal dan krim yang digunakan untuk mencegah infeksi luka bakar dan luka terbuka. Produk mengandung perak seperti gel koloid perak dan kain mengandung perak sekarang digunakan dalam peralatan olahraga. Sensitivitas dan kinerja biosensor ditingkatkan dengan nanomaterial. Banyak teknologi transduksi sinyal yang telah diketahui seperti biosensor, *bioprobe* dan biosistem lainnya menggunakan nanomaterial yang dihasilkan melalui organisme hidup. Nanopartikel ditemukan dalam aplikasi antibakteri. Kain yang dilapisi dengan nanopartikel



perak menjadi steril dan dapat digunakan di rumah sakit untuk mencegah atau meminimalkan infeksi dengan bakteri patogen seperti *S.aureus* (Elumalai dkk, 2011).

### 2.1.2 Tembaga (Copper)

Tembaga adalah unsur kimia dengan simbol Cu (dari bahasa Latin, *Cuprum*) dan memiliki nomor atom 29. Tembaga merupakan logam yang lunak, *malleable*, dan *ductile*, memiliki konduktivitas thermal dan konduktivitas elektrik yang tinggi. Tembaga banyak digunakan untuk aplikasi elektrik karena memiliki sifat konduktivitas listrik yang baik. Selain itu, tembaga merupakan logam yang bioaktif, sehingga memiliki *bactericidal* dan efek *cytotoxic* cukup rendah. penambahan elemen Cu ini dapat menambahkan sifat *antimicrobial* pada metal. Tembaga sangat baik digunakan untuk perlengkapan medis karena memiliki *toxicity* rendah dan *cytocompatibility* tinggi. Aktivitas tembaga jika kontak dengan mikroba dan sel berkaitan dengan migrasi ion ke seluruh permukaan lingkungannya. Pada penelitian sebelumnya, Tembaga sebagai zat tambahan antimikroba (Heidenau dkk, 2005) menunjukkan bahwa sifat antibakteri yang paling baik di peroleh dari pelapisan permukaan dengan Cu-TiO<sub>2</sub>, yang menyebabkan menurunnya jumlah bakteri yang terdapat dipermukaan dan juga meskipun tinggi kadar konsentrasi ion tembaga masih tertoleransi oleh sel jaringan tubuh (Fang, 1997)

### 2.2 Material pada Alat Medis

Material yang dapat digunakan dalam aplikasi medis atau aplikasi gigi (*dental*) dapat disebut sebagai biomaterial. Logam yang biasa digunakan dalam gigi atau aplikasi medis antara lain baja tahan karat (*Stainless Steel*) (misalnya SS 316 L yang mengandung Mo), *Cobalt-base alloy* (misal Cr-Co alloy), paduan titanium (misalnya Ti-6Al-7Nb, Ti-Al-4V dan lain lain), paduan NiTi, paduan Zirkonium-base, dan umumnya Titanium murni, Zirkonium dan Tantalum. Material-material tersebut sering dijumpai pada perangkat *orthopedic* (misalnya sendi, piringan,



sekrup, batang dan bar), perangkat gigi (dental) (misalnya periodontal implan, kawat gigi ortodontik, dan tambalan endodontic). Implan neurologis (misalnya koklea dan alat pacu jantung), dan alat alat bedah umum lainnya. Sifat mekanik dari logam (modulus elastisitas, kekuatan Tarik, kekuatan yield dan keuletan) memungkinkan untuk dijadikan aplikasi biomedik karena dapat digunakan jangka waktu lama dalam kondisi *in vivo*. Selain itu, logam dapat membentuk lapisan oksida pasif dalam memberikan reaksi inert dan stabil pada kondisi lingkungan biologis, dan sifat *biocompatibility* yang baik. (Oshida dan Guven, 2015)

### 2.2.1 Penggunaan SS 316 L pada alat medis

Salah satu baja tahan karat yang paling banyak digunakan sebagai biomaterial adalah baja tahan karat tipe 316L, merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Stainless steels 316L merupakan jenis low carbon dengan komposisi kimia yang dapat dilihat seperti pada tabel 2.1

**Tabel 2.1** komposisi kimia SS 316 L (Azom, 2017)

Grade		C	Mn	Si	Cr	Mo	Ni	N
316L	Min	-	-	-	16.0	2.0	10.0	-
	Max	0.03	2.0	0.75	18.0	3.00	14.0	0.10

Jenis logam paduan lainnya adalah CoCr alloy terdiri atas kobalt (65%) dan chromium (30%) dengan unsur karbon dalam jumlah kecil akan tetapi sangat keras, kaku, kuat dan ketahanan terhadap korosi sangat baik. Baja tahan karat juga merupakan bahan yang efisien dikembangkan.

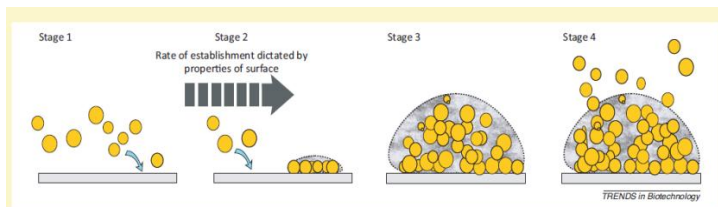
Stainless steel tipe 316L banyak digunakan karena karena keunggulannya pada ketahanan korosi, sifat fisik, sifat mekanik, dan permukaan yang mudah dibersihkan. Komposisi kimia dari stainless steel tipe 316L telah dikembangkan untuk memperoleh struktur austenit yang stabil yang memiliki banyak keuntungan, yaitu: Baja stainless steel austenitik memiliki struktur FCC



sehingga lebih unggul dari stainless steel feritik dalam ketahanan terhadap korosi karena kepadatan atom kristalografi yang lebih tinggi, rasio kekuatan luluh dan kekuatan tarik yang sangat rendah dan mampu bentuk yang tinggi, cold working dan successive aging treatment dapat diterapkan untuk meningkatkan kekuatan. Stainless steel austenitic pada dasarnya bersifat non magnetik. (Sutowo, dkk., 2014).

### 2.3 Mekanisme Antimikrobia

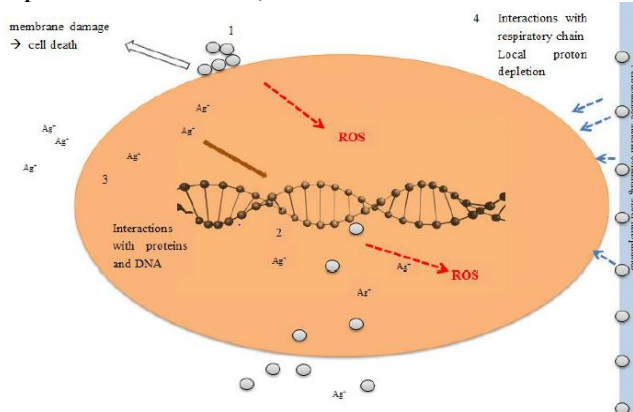
Implan ortopedi yang terinfeksi merupakan masalah yang sering terjadi pada kasus operasi pergantian sendi, operasi patah tulang maupun operasi tulang belakang. Infeksi saat pemasangan implan merupakan akibat dari bakteri yang melekat pada permukaan biomaterial, sebagai langkah awal perkembangan sebuah koloni biofilm. Kolonisasi bakteri dan pembentukan biofilm pada permukaan implan dapat menyebabkan infeksi kronis pada tulang yang bedekatan dengan jaringan. Biofilm pada permukaan implan melindungi mikroorganisme dari serangan kekebalan tubuh dan antibiotik yang dapat menyebabkan infeksi meskipun terus menerus diobati dengan antibiotik. Peristiwa ini dapat menunda penyembuhan tulang atau *ingrowth*, *nonunion* pada patah tulang, dan longgarnya implan. Biofilm didefinisikan sebagai sekelompok bakteri yang berkumpul dipermukaan pada sebuah lingkungan berair (Weir dkk, 2008). Biofilm muncul sebagai hasil dari sebuah runtutan kejadian: pelekatan microbial pada permukaan, proliferasi sel, produksi matriks sel dan pelepasan (Valappil dkk, 2007) seperti gambar 2,2



**Gambar 2.2** Mekanisme pembentukan biofilm (Mario, 2014)



Bakteri dengan spontan mencari dan menempel pada permukaan, pada umumnya untuk mendapatkan nutrisi dan sebagai strategi pertahanan diri untuk menghindari respon imun. Setelah implantasi, kompetisi dimulai antara pelekatan bakteri dan sel tubuh (seperti halnya fibroblast) pada permukaan implan. Jika populasi bakteri menempati permukaan implan, bakteri akan menginisiasi pembentukan biofilm, yang mana mempunyai sebuah perlindungan *extracellular matrix* dan akan semakin resisten terhadap serangan sistem imun tubuh. Pembentukan sebuah biofilm bakteri pada permukaan implan akan menyebabkan infeksi didalam tubuh dan akan sangat sulit untuk didiagnosis dan diobati. Biofilm membuat sebuah lingkungan dimana meningkatkan kemampuan antimicrobial (Lewis, 2001 dan Chaw dkk, 2005).



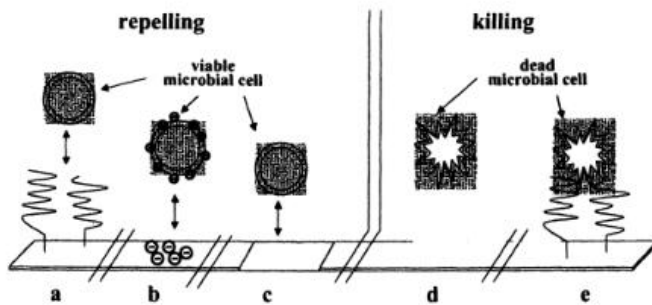
**Gambar 2.3** sekema mekanisme antibakteri pada silver nano partikel (Reidy, G., dkk, 2013)

Mekanisme antibakteri pada silver nano partikel yang dapat dilihat pada gambar 2.3 yaitu diawali dengan menempelnya nanopartikel pada membrane sel bakteri, yang mengubah properties dari membrane sel tersebut. Ukuran partikel yang sangat kecil dan luas area permukaan yang besar membuat kontak dengan permukaan bakteri dengan kuat. Kemudian nanopartikel silver



masuk kedalam sel bakteri, dan membuat DNA bakteri rusak. Semakin kecil ukuran partikel semakin membuat ion  $\text{Ag}^+$  aktif dalam penetrasi bakteri. Ion silver yang terurai akan melepas ion  $\text{Ag}^+$  yang akan berinteraksi dengan sulfur pada protein pada dinding protein sel yang akan mengganggu keseimbangan sel. Proton pada *electrochemical gradient* merupakan faktor penting dalam proses respirasi sel (pertukaran proton dari dalam keluar) adanya ion  $\text{Ag}^+$  akan mengganggu keseimbangan dari sintesis ATP dari sel bakteri dan sel bakteri akan menyebabkan sel bakteri rusak. (Reidy, G., dkk, 2013).

Untuk mencegah terjadinya infeksi saat atau setelah implantasi, permukaan implant dilapisi dengan material yang memiliki sifat antimicrobial diantaranya Titanium (Ti), Tembaga (Cu), Perak (Ag), dan Seng (Zn). Yang menjadi dasar dari proses antimicrobial ini adalah ion dari material material tersebut seperti ion  $\text{Ag}^+$  dan ion  $\text{Cu}^{2+}$  berinteraksi dengan thiol groups diprotein atau enzim di mikroorganisme yang menyebabkan adanya inhibisi pada fungsi krusial biologinya.



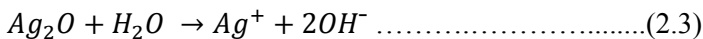
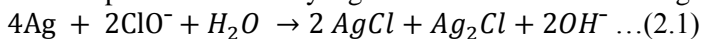
**Gambar 2.4.** Prinsip dasar lapisan antimicrobial: menolak mikroba dengan (a) *antifouling polymers*, (b) *charge*, dan (c) *ultrahydrophobic surface*; membunuh mikroba dengan (d) melepaskan *biocides* dan (e) *antimicrobial polymers*. (Tiller, 2006)



Gambar 2.3 merupakan prinsip dasar antimicrobial. Urutan proses inhibisi sampai terjadinya kerusakan pada sel yang pertama ion perak menyebabkan membrane sel permeable terhadap proton, selanjutnya kehilangan proton. Kemudian sebagai kompensasi kehilangan proton maka percepatan dari respirasi untuk menangkap banyak proton. Dan selanjutnya proses tersebut tidak terkontrol dan memicu superoxide atau hidroxy radicals merusak sel.

## 2.4 Aktivasi Ion pada Lapisan Tipis

Mekanisme aktivitas *antimicrobial* pada material *antimicrobial* seperti perak dan tembaga belum diteliti secara menyeluruh, namun sudah dapat dipastikan bahwa ion berperan penting pada aktivitas *antimicrobial*. Ion ini melekat pada molekul biologi (Protein, DNA, RNA), dan akan merusak fungsi mereka. Ion *antimicrobial* seperti perak juga akan menghasilkan *Reactive Oxygen Species* (ROS), yang beracun untuk sel bakteri. Untuk melihat aktivitas *antimicrobial* pada material tersebut, dibutuhkan ionisasi perak karena unsur metalik perak yang terkandung didalam lapisan bukan zat kimia aktif dan memiliki kemampuan *dissolution* yang rendah dalam media biologi.



*Sodium Hypochlorite* (NaClO) merupakan agen sterilisasi yang banyak digunakan, seperti purifikasi air, *metal disinfection*, dan sterilisasi luka. Pada penelitian Ferreri, dkk. 2014, dilakukan





aktivisasi ion perak (Ag) dengan menggunakan NaClO sebanyak 5%. Pada penelitian ini, menghasilkan reaksi kimia antara perak dan *sodium hypochlorite* seperti pada persamaan 2.1 Reaksi antara perak (Ag) dengan *Sodium Hypoclorite*. Aktivasi dan ionisasi perak menggunakan komponen oksidasi, sehingga menghasilkan reaksi seperti pada persamaan 2.2 Pembentukan *Silver Oxide* dari *Silver Hydroxide* dan 2.3. Pembentukan  $\text{Ag}^+$  dari *Silver Oxide*. Penelitian ini menunjukkan terbentuknya oksidasi nano silver yang mana akan menghambat atau memperlambat pertumbuhan bakteri. Penelitian ini juga membuktikan bahwa tidak ada ikatan Ag-Cl yang terbentuk, dan hanya membentuk ikatan Ag-O. (Ferreri, 2014)

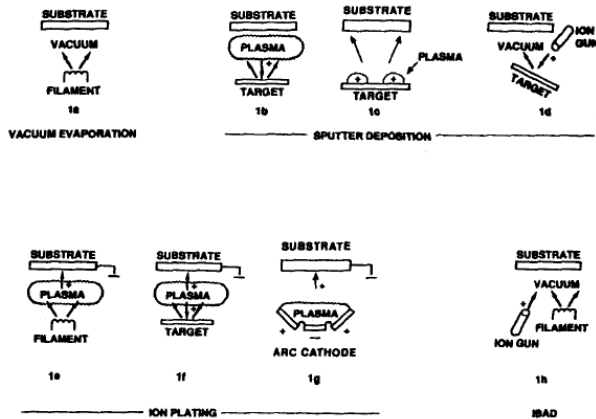
## 2.5 Teknologi Deposisi Lapisan Tipis: *Physical Vapour Deposition (PVD)*

*Physical Vapor Deposition (PVD)* merupakan proses yang sering disebut proses lapisan tipis dengan mendeposit atom dimana material diuapkan dari sumber solid atau liquid dalam bentuk molekul atau atomic, ditransportasikan dalam bentuk uap melalui sebuah ruang vakum atau lingkungan dengan tekanan gas yang rendah (atau plasma) pada substrat dimana material tersebut terkondensasi. Proses PVD telah digunakan untuk mendeposit lapisan dengan kisaran ketebalan nanometer. PVD juga dapat digunakan untuk membentuk *multilayer coating*, tingkat komposisi deposit, deposit yang sangat tebal dan struktur bebas. Kisaran ukuran material substrat dari ukuran yang sangat kecil sampai ukuran yang sangat besar seperti 10 x 12 inci. Bentuk substrat dapat berbentuk datar maupun geometri yang cukup kompleks seperti gelang jam dan peralatan yang sangat kecil. Laju deposisi PVD berkisar antara 1-10 nanometer perdetik

Proses PVD dapat digunakan untuk mendeposit lapisan dari elemen dan paduan sebagai senyawa yang dideposit dengan proses reaksi. Pada proses deposisi reaksi, senyawa terbentuk dengan mendeposisikan material dengan lingkungan gas ambien seperti nitrogen (TiN) atau dengan material tambahan



(TiC). Kategori utama dalam proses PVD adalah *vacuum evaporation*, deposisi *sputter*, dan *ion plating* seperti gambar 2.3



**Gambar 2.5** (1a) *Vacuum evaporation*, (1b dan 1c) deposisi *sputter* pada lingkungan plasma

(1d) deposisi *sputter* dalam *vacuum* (1e) *ion plating* dalam lingkungan plasma dengan *thermal evaporation source*, (1f) *ion plating* dengan *sputtering source*, (1g) *ion plating* dengan *arc evaporation source* dan (1h) *Ion Beam Assisted Deposition* (IBAD) dengan *thermal evaporation source* dan *ion bombardment* dari sebuah tembakan ion. (Mattox, 2007)

### 2.5.1 Sputter Deposition process

Deposisi sputter adalah deposisi dari partikel yang menguap dari permukaan target dengan proses sputtering fisik. Fisik sputtering adalah proses penguapan non-termal dimana permukaan atoms secara fisika dikeluarkan dari permukaan solid dengan transfer momentum dari ukuran atomic yang energinya dari bombardir partikel yang biasanya menggunakan ion gas dari plasma. Proses PVD biasanya hanya disebut sputtering proses. Umumnya jarak antara sumber ke substrat lebih pendek dibandingkan deposisi vakum. Deposisi dapat dilakukan dengan



menembakan energy ion dari permukaan solid (target) dalam vacuum menggunakan *ion gun* atau tekanan plasma rendah (kurang dari 5 mTorr) dimana partikel yang tersputter terkena sedikit atau tidak adanya tabrakan fase gas diantara ruang target dan substrat. Sputtering juga dapat dilakukan dengan tekanan plasma yang tinggi yaitu (5-30 mTorr) dimana energi partikel tersputter atau terpantul dari target sputtering yang “thermalized” oleh fase gas yang menabrak sebelum mencapai permukaan substrat. Plasma yang digunakan dalam proses sputtering dapat dibatasi dekat permukaan sputtering atau dapat mengisi daerah antara target dengan substrat. Target dapat berupa elemen, campuran, paduan atau senyawa dan material yang menguap dengan komposisi sebagian besar dari target. Deposisi sputtering digunakan untuk mendeposit lapisan tipis metal diatas material semikonduktor, pelapisan kaca arsitektural, magnetic film, pelapisan reflective pada *compact disk*, *dry film lubricant* dan pelapisan dekorasi. (Mattox, 2007).

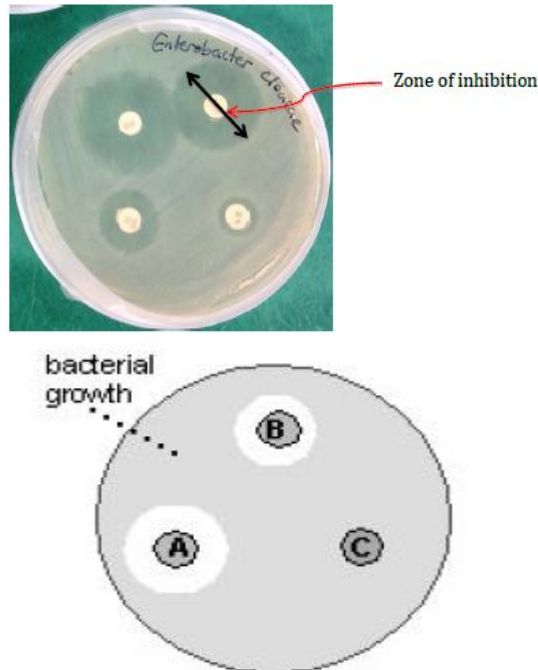
## **2.6 Disk Diffusion Test (metode Kirby-Bauer)**

Metode antibakteria yang digunakan untuk menguji antibiotik umumnya menggunakan metode kirby-Bauer yang biasa disebut *Disk Diffusion Test* sebagai standart yang telah digunakan sejak tahun 1950.

Bakteri tertentu dapat menunjukkan resistansi terhadap suatu antibiotik tertentu. Untuk menentukan bakteri resisten terhadap antibiotik metode yang umum digunakan yaitu dengan Kirby-Bauer. Metode ini menggunakan cawan (*disk*) yang diisi dengan antibiotic dengan konsentrasi tertentu. Cawan ditempatkan pada sebuah Mueller-Hinton plat agar yang disuntik dengan microorganism tertentu. Selama inkubasi, antibiotic berdifusi dari cawan ke seluruh agar. Jika terkena antibiotic, organisme yang dites tidak tumbuh pada area cawan yang terkena antibiotic, menunjukan area inhibisi. Ukuran dari zona inhibisi tergantung pada sejumlah factor, termasuk sensitivias microba terhadap antibiotic, laju resistansi pada sebuah antibiotic tidak terlihat



melalui zona inhibisi. Gambar 2.4 merupakan zona inhibisi antibiotic terhadap microba. (Hudzicki, 2009)



**Gambar 2.6** Zona inhibisi antibiotic terhadap mikroba (Hudzicki, 2009)

## 2.7 Penelitian Sebelumnya (*State of the Art*)

Pada penelitian efek antibakteri untuk ion logam tertentu telah dilakukan oleh j. Oses dkk, 2013 yaitu *Antibacterial PVD Coatings Doped Silver with Ion Implantation*, yang mana silver memiliki efek antibakteri yang mana biocide activity dari elemen ini telah dikembangkan dan diaplikasikan dalam peralatan medis. Penelitian ini difokuskan pada kombinasi sifat perlindungan pada pelapisan menggunakan PVD dengan sifat biosida dari perak, yang



di aplikasikan dengan *ion implantation*. Tujuan penelitian ini, lapisan chromium nitrid di doping dengan implantasi perak pada dua dosis yang berbeda. Hasil dari penelitian ini memberikan wawasan yang jelas terhadap manfaat perak untuk tujuan antibakteri serta pengaruh dalam perilaku mekaniknya dan *tribological behaviour* dari matriks pelapis. (Osos, 2013)

Pada penelitian yang dilakukan oleh Ewald, 2006 yaitu tentang aplikasi biomedic dibidang ortopedi yaitu *Antimicrobial Titanium/Silver PVD Coating on Titanium* dilator belakang oleh pembentukan lapisan biofilm dan infeksi dalam pada operasi penggantian sendi merupakan masalah pada operasi implan. Infeksi pasca operasi dapat ditanggulangi dengan mengaplikasikan bahan yang memiliki sifat antibakteri pada implan sebelum implantasi. Pada penelitian ini untuk mengembangkan lapisan antimicrobial Titanium/Silver dengan menggunakan metode *Physical Vapor Deposition* (PVD). Metode penelitian ini mendeposit Titanium/silver pada substrat titanium dengan ketebalan 2 micrometer. Hasil dari penelitian ini adalah lapisan melepaskan ion perak (0,5 – 2,3 ppb) ketika diimers pada PBS dan menunjukkan petensi melawan bakteri yang cukup besar yaitu pada bakteri *Staphylococcus epidermis* dan *Klebsiella pneumoniae*. (Ewald dkk, 2006)

Pada penelitian Wojcieszak 2015, menjelaskan sifat dari lapisan tipis Tembaga dan perak. Lapisan tipis dilakukan dengan cara *sputtering* Cu dan Ti sebagai target dalam plasma argon. Deposit lapisan tipis ini mengandung 90% Cu dan 10 % Ti. Penelitian ini dilihat sifat antibakterinya, mikrostruktur dan kekasaran permukaannya. Hasil dari penelitian ini pangaruh lapisan Cu-Ti pada bakteri yang terpilih pada sel hidup dideskripsikan dengan mengaitkan struktur, keadaan permukaan dan sifat mampu basah (*wettability*) pada lapisan. Lapisan ini merupakan lapisan amorfus. Area permukaan aktif dengan kekasaran permukaan 8.9 nm berdampak pada tingginya sudut kontak dengan air dimana kemampuan basah akan berdampak pada menempelnya bakteri pada permukaan merupakan efek dari

---

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA



transfernya ion  $\text{Cu}^{2+}$  dari permukaan. Lapisan tipis menunjukkan efek antibakteri dan antifungi dalam jangka waktu yang singkat. (Wojcieszak, 2015)

Penelitian Ferreri dkk, 2014, dilakukan untuk aktivasi ion perak ( $\text{Ag}^+$ ) yang memiliki sifat *antimicrobial* pada lapisan tipis Ag-ZrCN. pada penelitian ini, digunakan teknologi PVD untuk deposisi lapisan tipis. Hasil lapisan tipis tersebut lalu diaktivasi ion perak-nya agar mampu menunjukkan sifat *antimicrobial*nya terhadap bakteri. Aktivasi ion perak dilakukan dengan menggunakan larutan  $\text{NaClO}$  5%. Sebelum dilakukan proses aktivasi dengan  $\text{NaClO}$ , bahan uji disterilkan dengan Autoclave dengan temperatur  $121^\circ\text{C}$  selama 15 menit. Setelah diberikan larutan  $\text{NaClO}$  5%, lapisan tipis dibersihkan dengan *Aquades*, dan dikeringkan dengan udara yang steril. Perbedaan antara lapisan tipis Ag yang diberikan  $\text{NaClO}$  dan yang tidak dapat terlihat bahwa lapisan tipis yang telah aktif ion peraknya menunjukkan area inhibisi atau area bening dimana area tersebut tidak mengandung bakteri sama sekali, dan hal ini menjelaskan bahwa Lapisan Tipis Ag perlu dilakukan proses aktivasi agar dapat terlihat area inhibisinya.



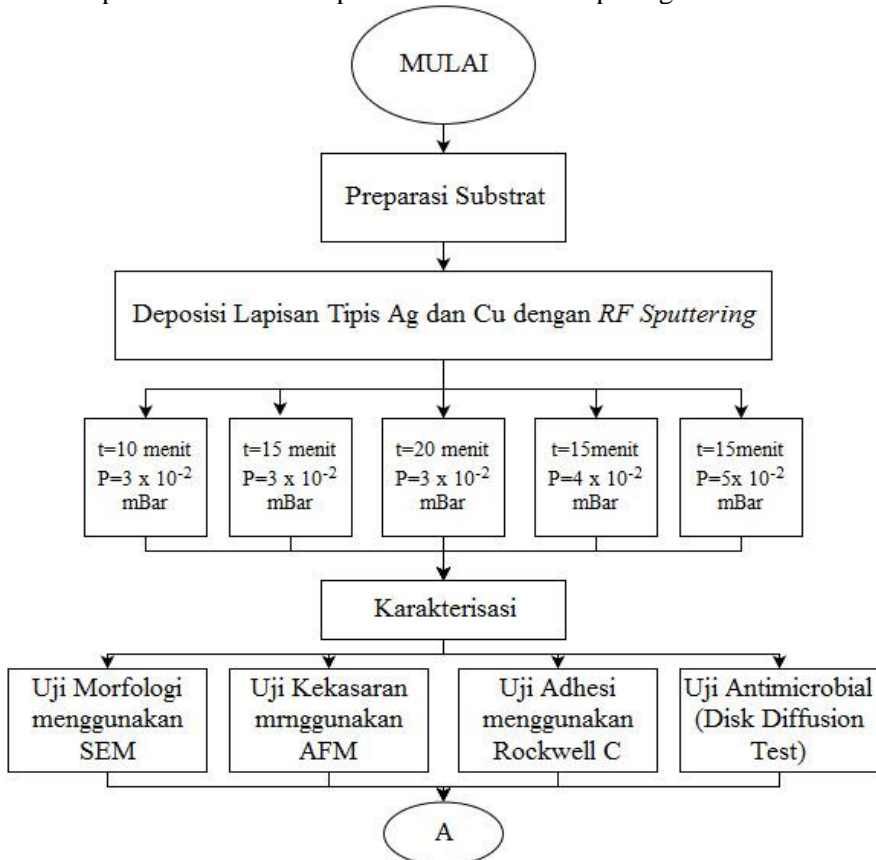
*(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)*



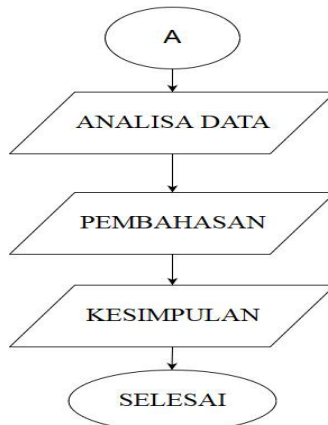
### BAB III METODOLOGI PENELITIAN

#### 3.1 Diagram Alir Penelitian

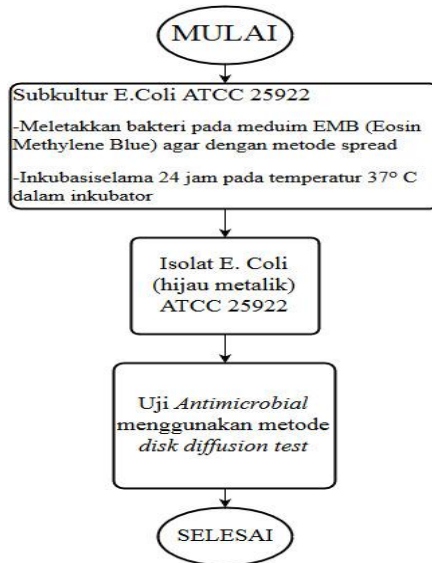
Berikut merupakan diagram alir untuk penelitian analisis pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas argon Nitrogen pada proses PVD terhadap sifat antimicrobial tipis Ag-Cu.







**Gambar 3.1** Diagram Alir Penelitian



**Gambar3.2** Diagram alir *disk diffusion test*

### 3.2. Bahan dan Alat Penelitian

#### 3.2.1. Bahan-bahan Penelitian



Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Stainless Steel 316 L* ( $s=10\text{mm}$  dan  $t=3\text{mm}$ )
2. Gas Argon ( $\geq 95\%$ , Samator Gas)
3. Perak (pelat target,  $\geq 99,99\%$ , BATAN)
4. Tembaga (pelat target,  $\geq 99,99\%$ , BATAN)
5. Kaca preparat
6. Amplas/Kertas abrasif (grade 80-2000)
7. *Metal polish*
8. Alkohol 70%
9. Larutan  $\text{NaClO}$  5%
10. Larutan Aceton

### 3.2.2. Alat Penelitian

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Physical Vapor Deposition/RF Sputtering*
2. SEM
3. XRD
4. *Rockwell C Indentor*

## 3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian pelapisan *Silver nano-coating* pada SS 316 L menggunakan metode *Sputtering* untuk aplikasi lapisan anti-mikrobia pada *medical devices*:

- Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat, dll) sebagai acuan penelitian.
- Mempersiapkan alat dan bahan penelitian dengan mempertimbangkan metode yang digunakan yaitu *Physical Vapor Deposition-RF Sputtering*
- Melakukan preparasi material substrat SS 316 L dengan meratakan permukaan menggunakan kertas abrasif (grade 80-2000) serta *polishing* dengan *metal polish*.
- Membersihkan substrat dan kaca preparat menggunakan ethanol.
- Membersihkan target Ag memasang pada *Chamber*.

---

## BAB III METODE PENELITIAN



- Menyusun target Cu 99,99% diatas target Ag 99,99% secara mozaik dengan perbandingan luasan 60% Ag dan 40% Cu pada *Chamber*
- Menempelkan dan menyusun kaca preparat beserta substrat pada *sample holder* di *RF Sputtering*.
- Melakukan instalasi alat *RF Sputtering* dan memastikan seluruh katup udara tertutup agar dapat mencapai kondisi vakum.
- Melakukan *pre-vacuum* pada alat dan mengalirkan gas Argon pada *chamber*.
- Mendeposisikan Ag dan Cu menggunakan *RF Sputtering* dengan variasi tekanan Argon ( $3.0 \times 10^{-2}$ ,  $4.0 \times 10^{-2}$ ,  $5.0 \times 10^{-2}$  mbar) dengan waktu konstan (15 menit), serta variasi waktu deposisi (10, 15, 20 menit) dengan tekanan Argon konstan ( $3.0 \times 10^{-2}$  mbar).
- Mengurangi tekanan secara perlahan pada *chamber* dengan membuka katup udara secukupnya.
- Mengambil sampel beserta kaca preparat serta disimpan pada kondisi kering dengan bantuan *silica gel* untuk menyerap kelembaban.
- Melakukan preparasi sampel untuk melakukan pengujian in vitro dengan metode *Disk Diffusion Test* dengan menumbuhkan bakteri *E.Coli* di cawan petri dengan metode *spread* dan dibiarkan selam 24 jam.
- Melakukan preparasi sampel dengan mensterilkan bahan uji (stainless steel 316 L dengan lapisan tipis Ag-Cu) dengan diautoclave pada temperature  $121^{\circ}$  C selama 15 menit, lalu direndam pada larutan NaCLO 5% selama lima menit untuk mengaktifkan sifat antimicrobial pada bahan uji. Mengeringkan bahan uji dengan cara dianginkan.
- Melakukan tes antimicrobial dengan meletakkan bahan uji pada cawan petri yang telah ditumbuhi bakteri *E. Coli*

---

### BAB III METODE PENELITIAN



ditunggu selama 24 jam, kemudian dilihat zona inhibisi bahan uji terhadap bakteri

- Melakukan preparasi sampel untuk pengujian morfologi, unsur dan mekanik.
- Melakukan pengujian sampel menggunakan SEM, XRD dan Indentasi *Rockwell C*.
- Menganalisis hasil pengujian
- Membuat kesimpulan dari hasil analisis

### 3.4 Pengujian

#### 3.4.1 *Scanning Electron Microscopy (SEM) & Energy Dispersive X-ray (EDX)*

Pengujian menggunakan SEM/EDX dilakukan di Departemen Teknik Material ITS menggunakan instrument *Scanning Electron Microscopy (SEM)* tipe FEI INSPECT 550 dan dengan tujuan mengetahui topografi permukaan, unsur yang ada, dan senyawa yang terbentuk pada lapisan tipis, yang terdapat pada lapisan tipis AgCu. Dengan prinsip kerjanya yaitu menembak permukaan sampel uji dengan berkas elektronnya kembali dan pantu tersebut ditangkap oleh detektor untuk selanjutnya dideteksi lokasi berkas yang dipantulkan dengan intensitas tertinggi tersebut.

#### 3.4.2 X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Departemen Teknik Material ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi ikatan yang terbentuk pada lapisan tipis Ag-Cu. setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan software dan pencocokan manual dengan *JCPS (Joint Comitee for Powder Diffraction Standard)* untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada



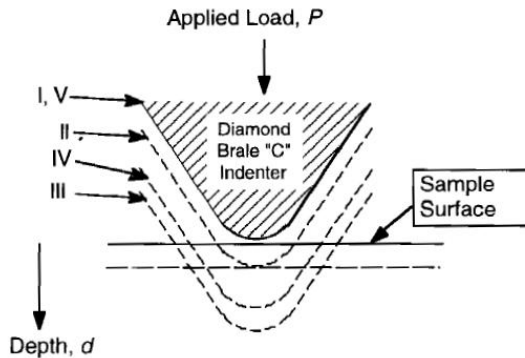
material paduan. Gambar 3.3 menunjukkan bentuk dari mesin uji XRD.



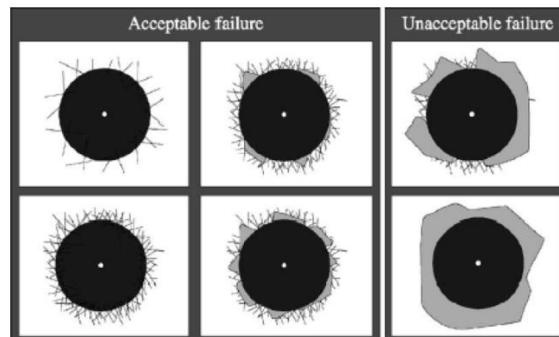
**Gambar 3.3** Mesin Uji XRD

#### **3.4.3 Rockwell Indentation**

Indentasi pada sampel bertujuan untuk mengetahui sifat kerekatan dari lapisan tipis AgCu material yang dihasilkan dari proses penelitian ini. Dari lapisan tipis antimicrobial AgCu. Indentor yang digunakan adalah *Rockwell C*. Guna melihat daya rekat lapisan tipis AgCu dilakukan dengan mengamati permukaan lapisan tipis yang telah di indentasi menggunakan indentor Rockwell. Setelah indentasi, diamati deformasi plastik (retakan ataupun delaminasi) yang terjadi pada lapisan tipis AgCu secara kualitatif seperti Gambar 3.4 dan Gambar 3.5. Pengujian ini dilakukan di laboratorium Metalurgi, Departemen Teknik Material FTI-ITS.



**Gambar 3.4** Skema Indentasi menggunakan indenter Rockwell



Activat

**Gambar 3.5** Kualitas Adhesi lapisan tipis setelah di indentasi menggunakan Rockwell-C

### 3.4.4 Pengujian anti-microbial menggunakan metode *Disk Difusion Test*

Pengujian ini bertujuan untuk melihat kemampuan antimicrobial dari material material yang dihasilkan. Pengukuran area bening atau area yang tidak terkontaminasi oleh bakteri disekitar sampel menjadi perhitungan kuantitaif untuk mengukur

## BAB III METODE PENELITIAN



kemampuan antimicrobial dari sampel. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan alat ukur manual, setelah itu dibandingkan hasil luas yang dihasilkan dengan sampel lain. Pengujian ini dilakukan di Departemen Biologi FMIPA-ITS.

#### **3.4.5 Atomic Force Microscopy (AFM)**

Pengujian menggunakan AFM dilakukan di Laboratorium Energi Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Tujuan dari dilakukannya pengujian AFM yaitu untuk mengetahui kekasaran dan Topografi dalam ukuran mikri pada permukaan lapisan tipis yang terbentuk.



## **BAB IV**

### **ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN**

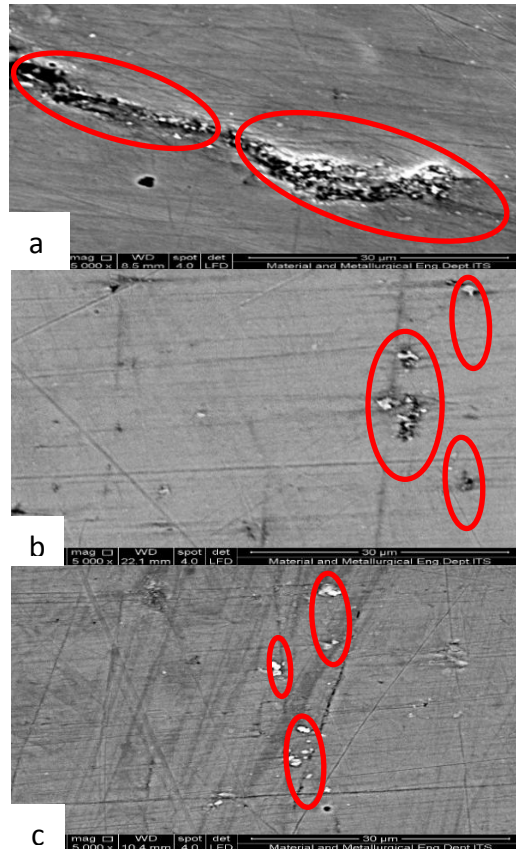
Berdasarkan hasil penelitian yang dilaksanakan dengan mengacu pada seluruh rangkaian prosedur penelitian yang tercantum pada BAB III, maka diperoleh data-data sebagai berikut:

#### **4.1 Pengaruh waktu deposisi terhadap sifat antimicrobial**

##### **4.1.1 Analisa Morfologi**

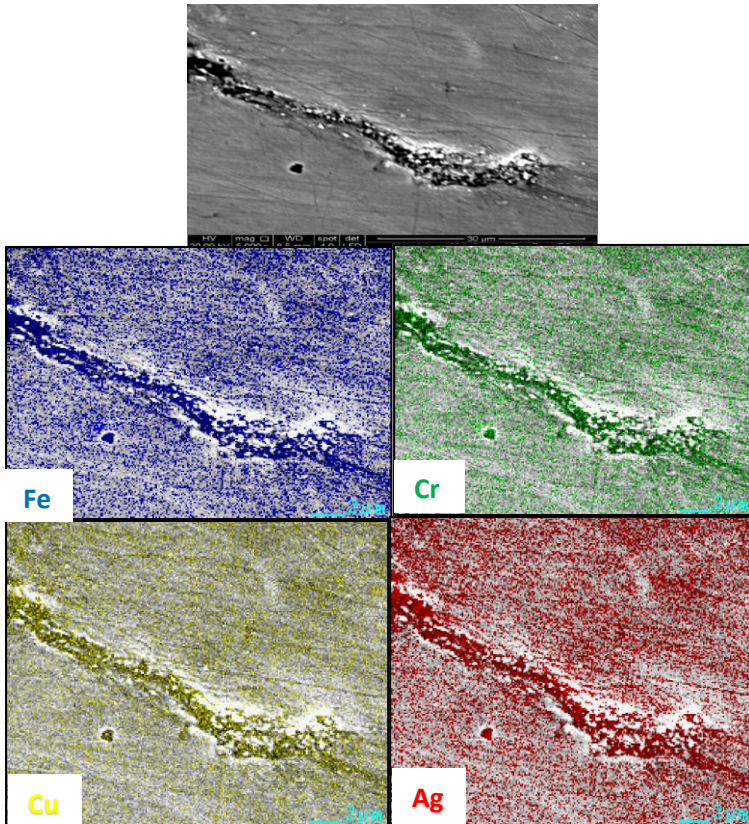
Pada pengujian *Scanning Electron Microscopy (SEM)* didapatkan hasil tampak atas lapisan tipis Ag-Cu yang dapat dilihat pada Gambar 4.1 terlihat lapisan tipis Ag-Cu pada sampel A dengan waktu deposisi 10 menit terlihat masih adanya *incomplete* atau tidak menutup dengan sempurna lapisan tipis Ag-Cu. Hal ini akibat dari tidak cukupnya waktu deposisi yang dibutuhkan saat proses *sputtering*. Pada sampel B yaitu waktu deposisi 15 menit masih terlihat adanya *incomplete* atau belum tertutupnya permukaan substrat oleh mikropartikel Ag dan Cu pada permukaan lapisan tipis namun perbandingannya tidak seluas pada sampel A. dan pada sampel C dengan waktu deposisi 20 menit permukaan lapisan tipis Ag-Cu menutup secara merata namun masih terlihat sedikit adanya *incomplete*. Penelitian yang dilakukan oleh Sin dkk, 2013 semakin lama waktu deposisi mengakibatkan semakin meningkatnya ketebalan hal tersebut ditunjukkan oleh morfologi permukaan sampel yang paling sedikit waktu deposisi belum tertutup oleh partikel partikel Ag-Cu dan semakin lama waktu deposisi akan lapisan tertutup secara merata.



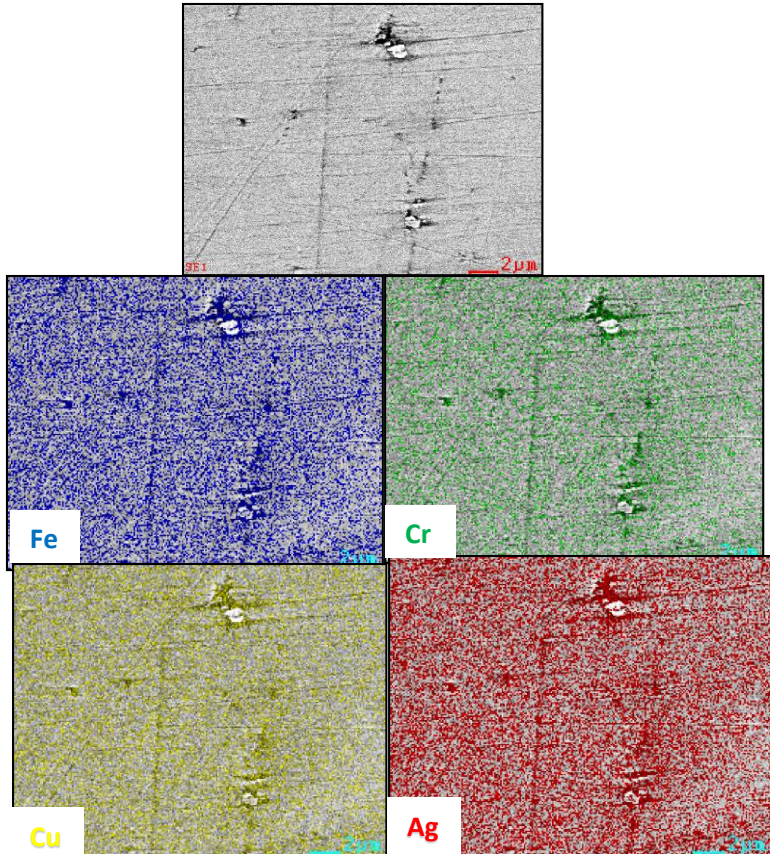


**Gambar 4.1** Hasil SEM perbesaran 5000x tampak atas lapisan tipis AgCu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar dengan AFM a)  $t=10$  menit, b)  $t=15$  menit dan c)  $t=20$  menit

#### BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

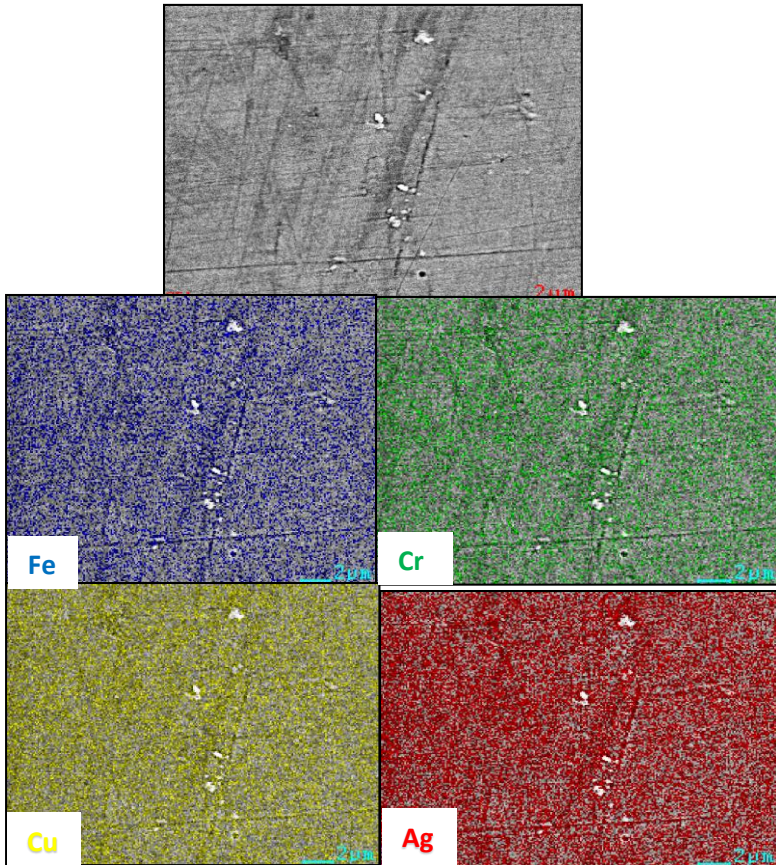


**Gambar 4.2** Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag,Cu dan substrat (Fe dan Cr) perbesaran 5000x tampak atas lapisan tipis AgCu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar dengan  $t= 10$  menit



**Gambar 4.3** Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag,Cu dan substrat (Fe dan Cr) perbesaran 5000x tampak atas lapisan tipis AgCu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar dengan  $t=15$  menit





**Gambar 4.4** Hasil SEM dengan colour mapping persebaran Ag,Cu dan substrat (Fe dan Cr) perbesaran 5000x tampak atas lapisan tipis AgCu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar dengan  $t= 20$  menit

Gambar 4.2 hingga Gambar 4.4 merupakan hasil *colour mapping* unsur Ag berwarna merah Cu berwarna kuning pada permukaan lapisan tipis Ag-Cu dengan substrat SS 316 L yang di dominasi unsur Fe berwarna biru dan Cr berwarna hijau.

#### **BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN**



Pada Gambar 4.2 sampel dengan variasi waktu 10 menit terlihat bahwa masih terdeteksinya substrat yaitu Fe dan Cr. Terlihat juga unsur Ag dan Cu yaitu unsur unsur yang membentuk lapisan tipis namun masih terlihat sedikit.

Pada gambar 4.3 sampel dengan variasi waktu 15 menit masih terdeteksinya unsur unsu Fe dan Cr yaitu unsur yang terdapat pada substrat. Terlihat juga unsur Ag dan Cu yaitu unsur pembentuk lapisan tipis yang terlihat lebih banyak jumlahnya dari Gambar 4.2 yaitu variasi waktu deposisi 10 menit.

Pada Gambar 4.4 yaitu sampel dengan variasi waktu deposisi 20 menit masih terdeteksi unsur unsur pembentuk substrat yaitu Fe dan Cr namun terlihat lebih sedikit disbanding pada Gambar 4.2 dan 4.3. Terlihat unsur Ag dan Cu yaitu unsur pembentuk lapisan tipis yang lebih banyak dibanding pada gambar 4.2 dan 4.3

Pada hasil EDX pada Tabel 4.1 dapat dilihat bahwa pada semua sampel terdeteksi unsur unsur penyusun substrat yaitu Fe dan Cr namun juah komposisinya semakin menurun dengan seiring bertambahnya wakru deposisi. Dengan bertambahnya waktu deposisi hasil *colour mapping* pada Ag dan Cu semakin terlihat menutupi substrat (Fe dan Cr). Hal ini dapat diindikasikan dengan semakin tebalnya lapisan tipis Ag-Cu. Pada sampel dapat dilihat persebaran partikel Ag dan Cu tersebar merata ke seluruh permukaan substrat dan tidak adanya partikel Ag maupun Cu yang yang mengumpul pada daerah tertentu. Hal ini menunjukkan bahwa mendeposisi lapisan tipis dengan metode *Physical Vapour Deposition* (PVD) dapat menghasilkan lapisan Ag-Cu dengan persebaran partikel merata akibat dari ion pada proses PVD, membombardir material target secara acak (Martin, 2013).

#### 4.1.2 Analisa Komposisi

Pengaruh waktu deposisi pada proses *Physical Vapour Deposition* (PVD) tidak sepenuhnya mempengaruhi penambahan



komposisi terutama komposisi Ag dan Cu. Tabel 4.1 dari hasil uji komposisi didapatkan menggunakan EDX.

**Tabel 4. 1** Data Komposisi Lapisan Tipis Ag-Cu pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar (Wt%)

Sampel	Wt(%)			
	Ag	Cu	Fe	Cr
<b>A (t=10 menit)</b>	43.6	25.1	23.44	7.56
<b>B (t=15 menit)</b>	37.94	35.18	20.3	6.57
<b>C (t=20 menit)</b>	55.06	34.85	8.17	1.93

Tabel 4.1 terdapat tiga sampel dengan sampel A variasi waktu deposisi 10 menit, sampel B variasi waktu deposisi 15 menit dan sampel C variasi waktu deposisi 20 menit dengan tekanan 3 mBar pada masing-masing sampel dengan perbandingan luas area target Ag 60% dan Cu 40%. Tabel tersebut menunjukkan bahwa perbandingan komposisi antara Ag dibanding Cu akibat perbandingan luasan target Ag lebih luas dibandingkan target Cu. Namun prosentase Ag dan Cu terhadap pertambahan waktu tidak signifikan meningkat seperti pada sampel  $t=10$  menit menunjukkan presentase Ag yaitu 43.6% dengan Cu 25.1% sedangkan pada sampel  $t=15$  menit menurun menjadi 37.94% dengan Cu 35.18% dan meningkat pada sampel  $t=20$  menit yaitu 55.06% dengan Cu 34.85%. Hal ini dipengaruhi oleh karena *ion bombardment* pada proses PVD terjadi secara acak (*random*) menyerang material target (Martin, 2013) sehingga besar komposisi Ag dan Cu tidak signifikan meningkat akibat plasma di dalam proses PVD ini menyerang target secara acak.

#### 4.1.3 Analisa Senyawa

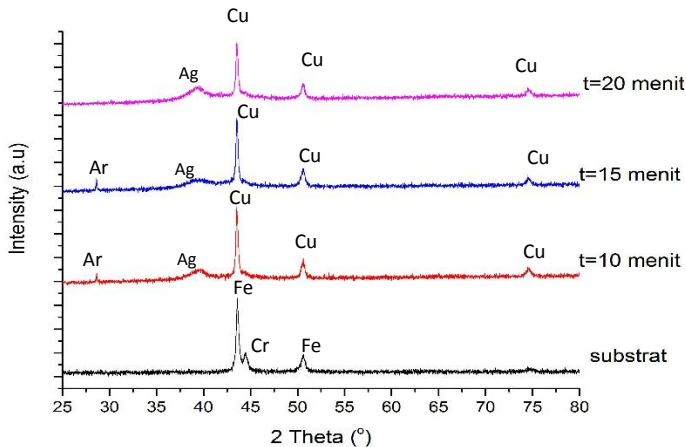
Pengujian XRD didapatkan grafik pada Gambar 4.5 antara intensitas dan sudut  $2\theta$ . Pada hasil XRD substrat ditemukan peak yaitu pada  $2\theta$  43.6°, 44.4°, dan 74.6°.

---

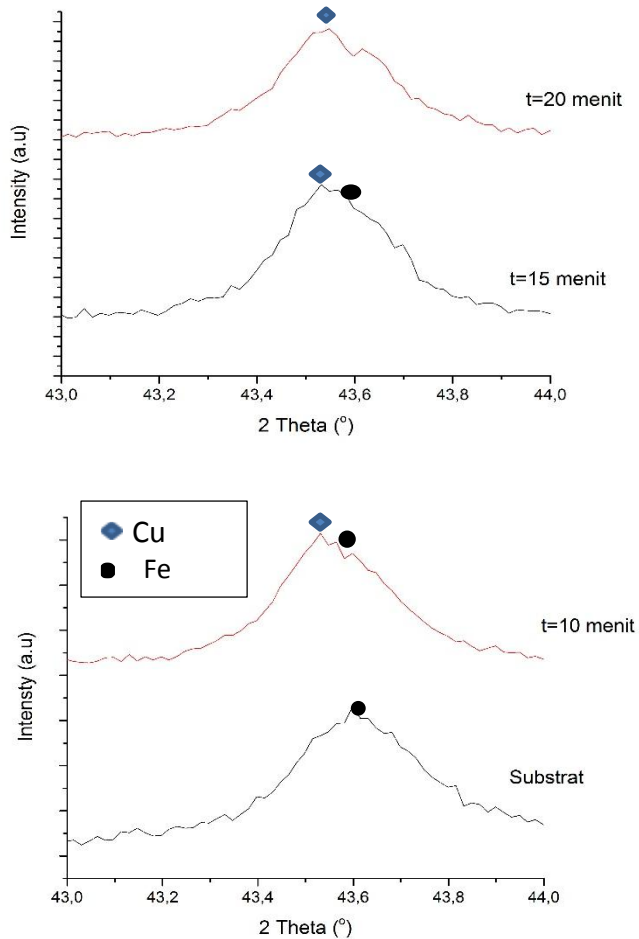
## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



Berdasarkan dari data (JCPDS 04-0829),  $43.6^\circ$ ,  $44.4^\circ$ , dan  $74.6^\circ$ . Secara berurutan adalah FCC Fe (111), FCC Fe (200), dan FCC Fe (220) dan pada peak  $44,4^\circ$  adalah Cr (110).



**Gambar 4.5** grafik XRD lapisan tipis Ag-Cu variasi waktu deposisi dengan tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar



**Gambar 4.6** peak Fe dan peak Cu yang berdekatan dengan variasi waktu deposisi

Jika dikorelasikan dengan hasil EDX pada Tabel 4.1 setiap sampel lapisan tipis Ag-Cu terdeteksi unsur penyusun substrat

#### **BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN**





yaitu Fe dan Cr yang memiliki peak pada 2 Theta yang sangat berdekatan yaitu pada peak  $43.5^\circ$ . Dengan meningkatnya waktu deposisi peak Cu intensitasnya semakin meningkat dan menutupi peak Fe pada peak  $43.6^\circ$  dan Cr Pada peak  $44.4^\circ$  hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.6

Pada hasil XRD sampel lapisan tipis Ag-Cu ditemukan peak yang luas (*broad*) disekitar 2 theta  $39^\circ$  merupakan *Metallic Silver* sesuai pada (JCPDS 04-0783). Peak *Metallic Silver* terlihat melebar mengindikasikan bahwa bentuknya *amorphous phase* yang mana lebih reaktif daripada *Crystalline phase*.

Pada peak 2 theta  $28.6^\circ$  merupakan Argon dimana kemungkinan yang terjadi adanya *trapped gas*. Namun peak Ag tidak terbentuk secara sempurna terlihat dengan puncaknya melebar. Pada penelitian pendeposisian Ag-Cu dengan variasi waktu deposisi yang dilakukan oleh Ahmadpouran dkk, 2016, puncak Ag terlihat melebar mengindikasikan kristalisasinya tidak sempurna. Perubahan dan pergeseran puncak menyatakan bahwa deformasi pada lattice Kristal dan adanya cacat pada kristal sehingga terjadi kristalisasi Ag tidak sempurna. Pada seluruh sampel juga terdapat peak Cu pada 2 theta  $43.5^\circ$ ,  $50.6^\circ$  dan  $74.6^\circ$  yang menunjukkan bahwa substrat terlapisi oleh Cu. Cu yang terbentuk pada pos  $43.5^\circ$ ,  $50.6^\circ$  dan  $74.6^\circ$  secara berurutan adalah FCC Cu dengan bentuk Kristal (111), (200) dan (220) (JCPDS 04-036). Pada grafik XRD juga tidak ditemukan pembentukan *metallic alloy* AgCu. Menurut penelitian Ahmadpouran dkk, pembentukan dari *nanometric* Ag-Cu *alloy* terjadi karena masuknya atom Cu kedalam kristalin *lattice* Ag dan pada waktu deposisi yang singkat.

#### 4.1.4 Analisa Kekasaran

Pada Gambar 4.7 merupakan hasil visualisasi tiga dimensi pengujian AFM. Terlihat bahwa penampakan permukaan sampel  $t=10$  menit terlihat paling kasar dan sampel  $t=15$  menit permukaan yang paling halus dan permukaan sampel  $t=20$  menit hampir menyerupai sampel  $t=15$  menit. Hal ini sesuai data hasil mean

---

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



tinggi ( $S_a$ ) dan tinggi maksimum ( $S_z$ ) dapat dilihat pada tabel 4.4. Kekasaran bisa dianalisa menggunakan  $S_a$  dan  $S_z$ , material akan lebih terlihat kasar ketika  $S_a$  dan  $S_z$  memiliki nilai yang lebih tinggi.  $S_a$  dan  $S_z$  adalah nilai yang didapatkan dari perluasan nilai mean kekasaran ( $R_a$ ) dan tinggi maksimum kekasaran ( $R_z$ ) dalam bentuk 3D.

Pada Tabel 4.2 sampel  $t=10$  menit memiliki nilai  $S_a$  paling tinggi sedangkan pada sampel  $t=15$  menit yang paling rendah dan nilai  $S_a$  dari sampel  $t=20$  menit mendekati nilai  $S_a$  pada sampel  $t=15$  menit. Kekasaran paling tinggi pada sampel  $t=10$  menit hal ini dipengaruhi oleh kekasaran substrat karena diindikasikan dengan lebih sedikitnya waktu deposisi, jumlah mikropartikel yang terdeposit jumlahnya sedikit (Lin dkk, 2007) maka lapisan tipis Ag-Cu masih tipis sehingga kekasaran permukaan substrat akan mempengaruhi kekasaran lapisan permukaan pada sampel. Dan hasil kekasaran yang tidak konstan akibat kekasaran permukaan masing-masing substrat yang tidak sama.

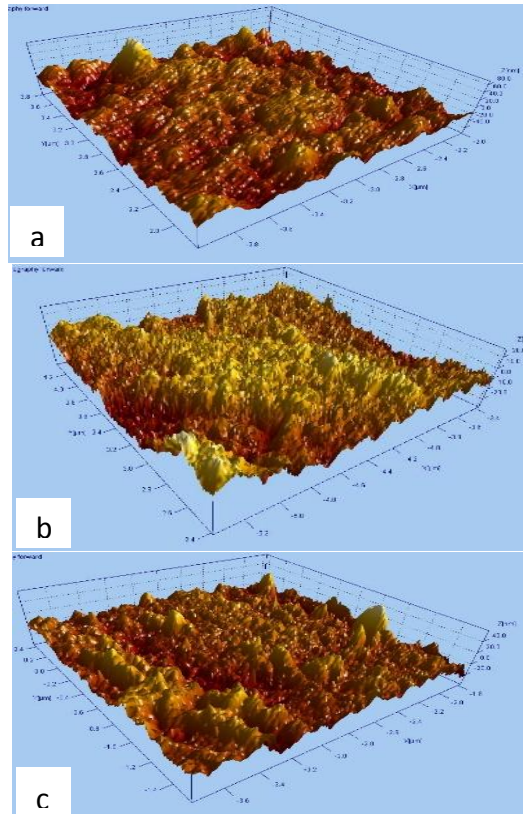
Sifat mampu basah (*wettability*) pada suatu permukaan juga dapat dipengaruhi oleh kekasaran permukaan lapisan tipis. Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Miller dkk, 1996. Semakin tinggi kekasaran permukaan sebanding dengan tingginya sudut kontak antara cairan dengan permukaan lapisan tipis. Sehingga besar kekasaran lapisan tipis ini mempengaruhi kecepatan reaksi pada permukaan lapisan tipis Ag-Cu. Reaksi yang lebih cepat akan dihasilkan oleh permukaan yang lebih halus dibandingkan dengan permukaan yang kasar.

**Tabel 4.2** Data AFM  $S_a$  dan  $S_z$  lapisan tipis Ag-Cu variasi waktu deposisi pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-3}$  mBar

Sampel	$S_a$ (nm)	$S_z$ (nm)
A (t = 10 menit)	14.03	168.33
B (t = 15 menit)	8.51	131.93
C (t = 20 menit)	9.603	173.9

---

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



**Gambar 4.7** perbandingan visualisasi permukaan lapisan tipis Ag-Cu pada tekanan konstan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar dengan AFM a)  $t=10$  menit, b)  $t=15$  menit dan c)  $t=20$  menit

#### 4.1.5 Analisa Adhesi

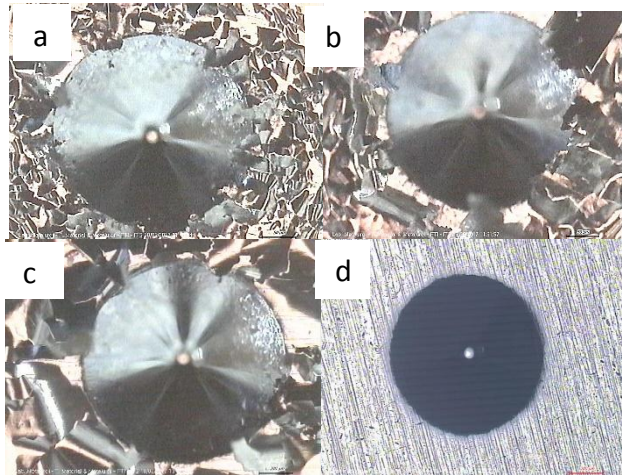
Specimen lapisan tipis Ag-Cu diuji dengan menggunakan Indentor *Rockwell C* dapat dilihat pada Gambar 4.8 untuk melihat daya rekat lapisan tipis Ag-Cu dilakukan dengan mengamati permukaan lapisan tipis yang telah di indentasi menggunakan indentor Rockwell. Setelah indentasi, diamati deformasi (retakan

---

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



ataupun delaminasi) yang terjadi pada lapisan tipis Ag-Cu secara kualitatif.



**Gambar 4.8** Hasil indentasi lapisan tipis Ag-Cu a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=10$  menit. b)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. c)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=20$  menit. d) Tanpa lapisan tipis Ag-Cu

Pada penelitian yang dilakukan oleh Heinke, 1995. Yaitu menginvestigasi kekuatan adhesi dengan menggunakan metode indentasi dengan *Rockwell-C* dari lapisan tipis TiN dan CrN yang di deposit dengan metode *Physical Vapour Deposition*. Dengan merujuk penelitian tersebut, kekuatan adhesi yang dihasilkan oleh lapisan tipis Ag-Cu pada Gambar 4.8, dari semua sampel menunjukkan area delaminasi yang cukup luas hal ini dapat disimpulkan bahwa lapisan tipis Ag-Cu kekuatan adhesinya lemah.

Adhesi pada lapisan tipis dipengaruhi oleh beberapa faktor, diantaranya adalah proses pembersihan permukaan substrat dari pengotor. Pembersihan menggunakan *ion bombardment cleaning* pada permukaan substrat meningkatkan *mechanical bonding* antara permukaan substrat dengan lapisan tipis. Selain itu, pemanasan pada substrat memunculkan *interdiffusion* atau

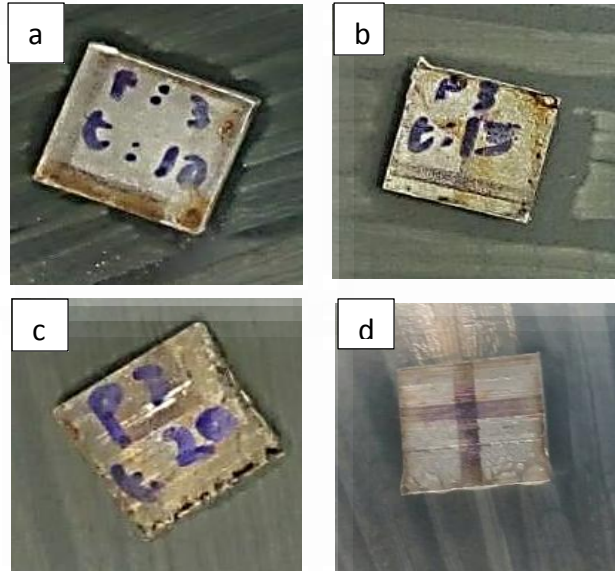
---

#### BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



paduan *interface* antara substrat dengan lapisan tipis (Shabasy, 1981).

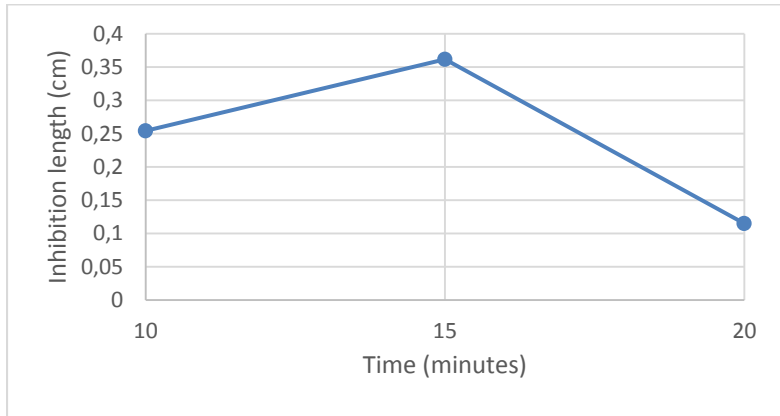
#### 4.1.6 Analisa Antimicrobial



**Gambar 4.9** Area inhibisi lapisan tipis Ag-Cu a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=10$  menit. b)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. c)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=20$  menit. d) Tanpa lapisan tipis Ag-Cu

Spesimen lapisan tipis Ag-Cu diuji *antimicrobial* menggunakan *disk-diffusion test*. Seluruh spesimen menunjukkan kemampuan inhibisi pada media bakteri *E.Coli*. Gambar 4.9 menunjukkan visualisasi area inhibisi di sekitar sampel. Pada gambar tersebut, terbukti bahwa lapisan tipis Ag-Cu berhasil melakukan inhibisi terhadap bakteri di sekelilingnya, sedangkan spesimen tanpa lapisan tipis tidak menunjukkan kemampuan membunuh bakteri sekitarnya. Perbandingan nilai antimicrobial dapat dilihat pada gambar grafik 4.10

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



**Gambar 4.10** Grafik Perbandingan Area Inhibisi Lapisan Tipis Ag-Cu dengan variasi waktu deposisi proses PVD

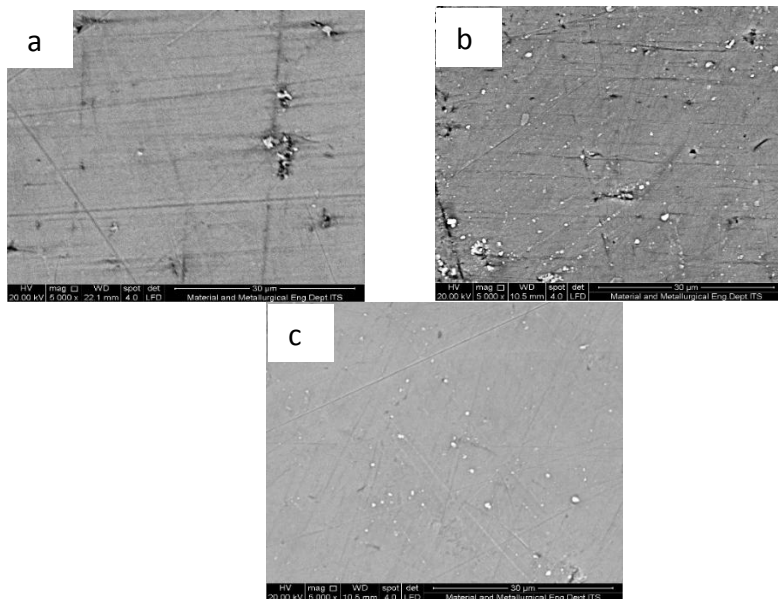
Pada Grafik pada gambar 4.9 menunjukkan perbandingan zona inhibisi dengan variasi waktu deposisi. Grafik tersebut menunjukkan bahwa waktu deposisi yang optimal pada waktu 15 menit. Namun waktu deposisi tidak secara langsung berpengaruh terhadap kemampuan *antimicrobial* pada sampel, tetapi variasi ini menunjukkan perbedaan kekasaran lapisan tipis yang terdeposit di substrat. Kemampuan *antimicrobial* pada sampel dipengaruhi oleh keberadaan ion *antimicrobial* seperti  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$ , keberadaan ion ini dipengaruhi ketika adanya aktivasi ion *antimicrobial* menggunakan larutan  $\text{NaClO}$  yang telah dijelaskan pada tinjauan pustaka. Reaksi yang terjadi pada permukaan juga dipengaruhi oleh *wettability* pada permukaan dimana *wettability* dipengaruhi kekasaran lapisan tipis. Hasil uji AFM menunjukkan sampel B dengan variasi waktu 15 menit menunjukkan permukaan lapisan tipis Ag-Cu yang paling halus sehingga lebih reaktif melepas ion *antimicrobial* seperti  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$  dan berbanding lurus juga dengan area inhibisi yang paling besar.



## 4.2 Pengaruh Tekanan Gas Argon terhadap sifat antimicrobial Lapisan Tipis Ag-Cu

### 4.2.1 Analisa Morfologi

Pada pengujian *Scanning Electron Microscopy (SEM)* didapatkan hasil tampak atas lapisan tipis Ag-Cu variasi tekanan gas argon yang dapat dilihat pada Gambar 4.10 terlihat bahwa sampel A variasi tekanan  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar lapisan yang terbentuk masih adanya lubang lubang. Pada sampel C dengan variasi tekanan  $P=5 \times 10^{-2}$  mBar tampak lebih merata. Pada penelitian yang dilakukan oleh Craig dkk, 1981



**Gambar 4.11** Hasil SEM perbesaran 5000x sampel lapisan tipis AgCu pada waktu konstan 15 menit a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar b)  $P=4 \times 10^{-2}$  mBar c)  $P=5 \times 10^{-2}$  mBar

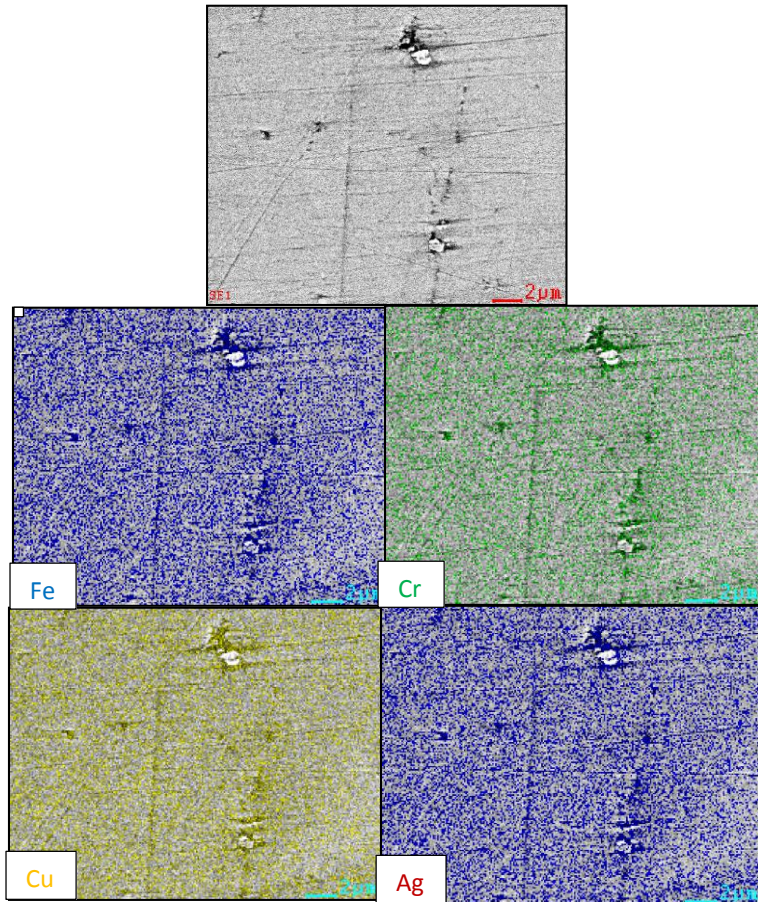




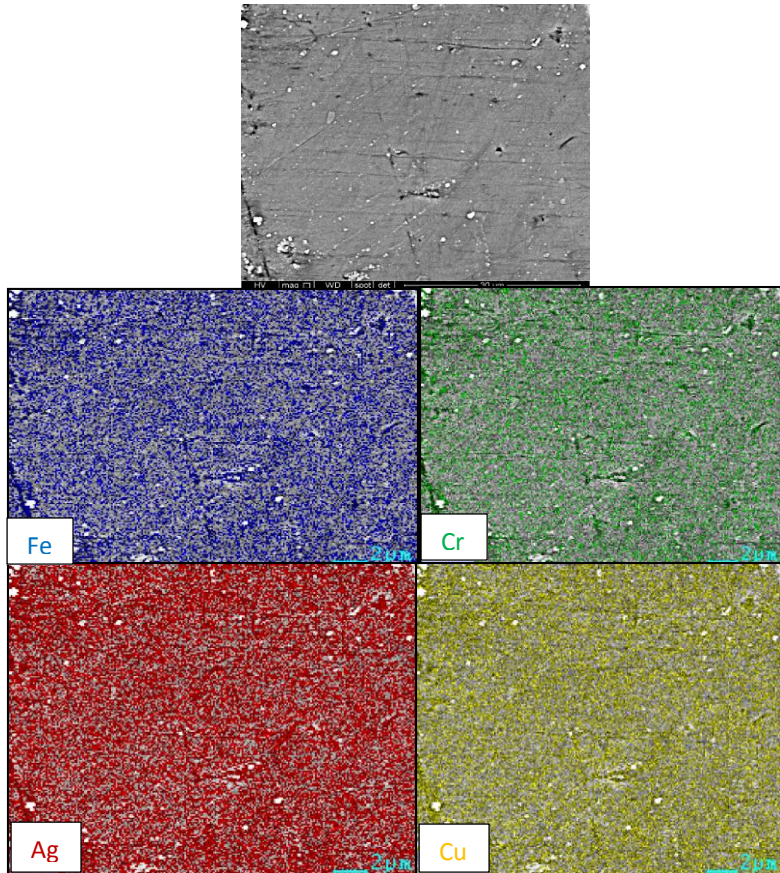
Peningkatan gas argon dapat meningkatkan ion positif Ar<sup>+</sup> yang terdapat pada proses dengan energi tinggi yang dapat menumbuk target dan meningkatkan kualitas dari lapisan tipis. Hal ini dapat diamati dari Gambar 4.10 permukaan lapisan tipis Ag-Cu dengan tekanan yang semakin tinggi semakin tampak rata pada permukaan lapisan tipis Ag-Cu.

Gambar 4.12 hingga Gambar 4.14 merupakan hasil *colour mapping* unsur Ag dan Cu permukaan lapisan tipis Ag-Cu pada substrat SS 316 L (Fe dan Cr) terlihat bahwa persebaran partikel partikel Ag dan Cu tersebar merata ke seluruh permukaan lapisan tipis Ag-Cu dan tidak terdapat partikel Ag maupun Cu yang yang mengumpul pada wilayah tertentu. Hal ini menunjukkan bahwa mendeposisi lapisan tipis dengan metode *Physical Vapour Deposition* (PVD) dapat menghasilkan lapisan Ag-Cu dengan persebaran partikel merata akibat dari ion pada proses PVD membombardir target secara acak (Martin, 2013)

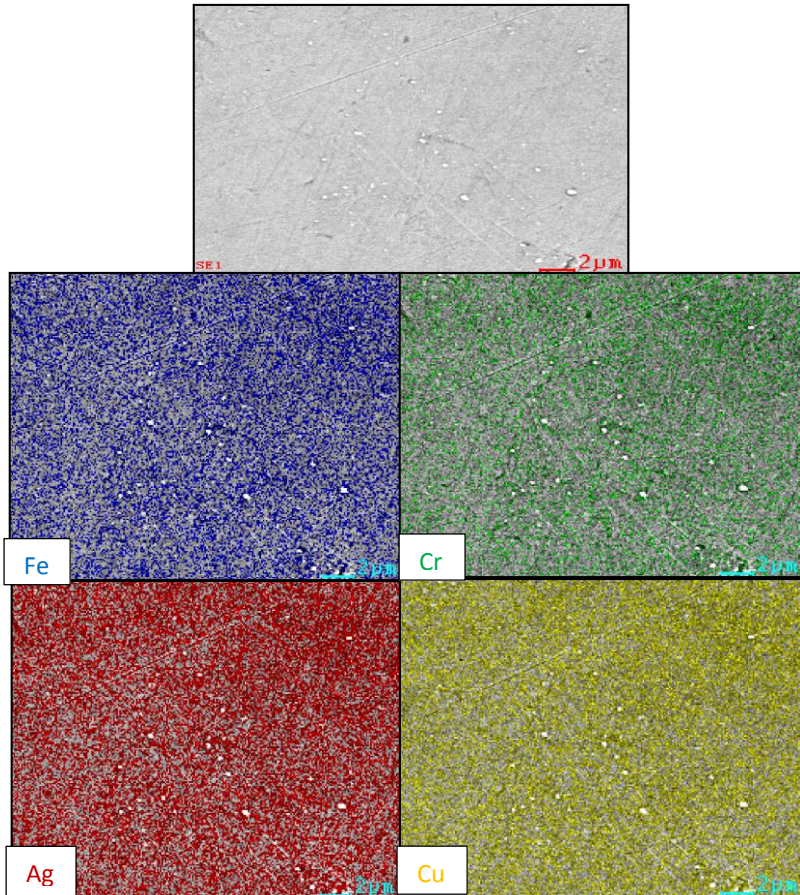




**Gambar 4.12** Hasil SEM Colour Mapping perbesaran 5000x sampel lapisan tipis AgCu pada waktu konstan 15 menit  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar



**Gambar 4.13** Hasil SEM Colour Mapping perbesaran 5000x sampel lapisan tipis AgCu pada waktu konstan 15 menit  $P=4 \times 10^{-2}$  mBar



**Gambar 4.14** Hasil SEM Colour Mapping perbesaran 5000x sampel lapisan tipis AgCu pada waktu konstan  $15 \text{ menit } 5 \times 10^{-2} \text{ mBar}$





#### 4.2.2 Analisa komposisi

Hasil perbedaan komposisi dapat dilihat pada Tabel 4.3 dengan variasi tekanan Gas Argon  $3 \times 10^{-2}$  mBar pada proses *Physical Vapour Deposition (PVD)*. Hasil uji komposisi didapatkan komposisi lapisan tipis Ag-Cu.

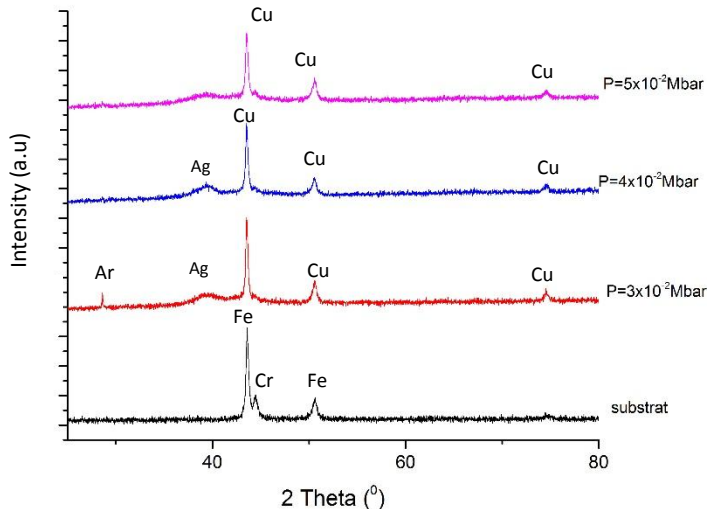
**Tabel 4.3** Data komposisi lapisan tipis Ag-Cu Wt (%)

Sampel	Wt (%)			
	Ag	Cu	Fe	Cr
<b>P=3 x 10<sup>-2</sup> mBar</b>	37.94	36.18	20.3	6.57
<b>P=4 x 10<sup>-2</sup> mBar</b>	50.75	38.13	8.37	2.75
<b>P=5 x 10<sup>-2</sup> mBar</b>	41.46	45.13	10.2	3.2

Pada tabel 4.3 menunjukkan bahwa variasi tekanan gas Argon tidak mempengaruhi komposisi Ag dan Cu. Hal ini dapat dilihat bahwa komposisi Ag dan Cu tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan hal ini dipengaruhi oleh karena *ion bombardment* pada proses PVD terjadi secara acak (*random*) menyerang material target (Martin, 2013) sehingga besar komposisi Ag dan Cu tidak signifikan meningkat akibat plasma di dalam proses PVD ini menyerang target secara acak.

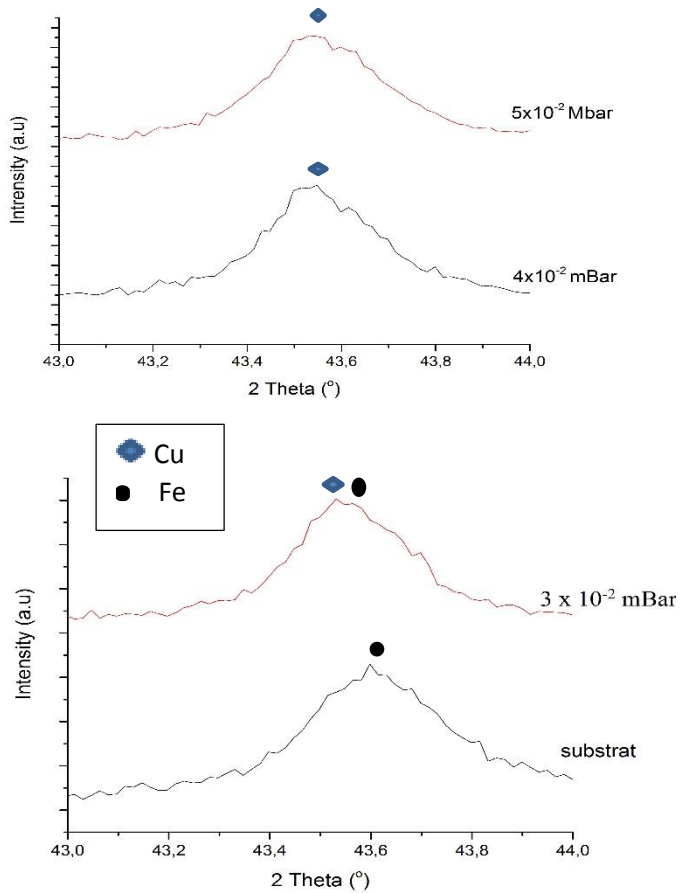


### 4.2.3 Analisa Senyawa



**Gambar 4.14** grafik XRD lapisan tipis Ag-Cu variasi tekanan gas Argon pada waktu deposisi konstan  $t=15$  menit

Pengujian XRD lapisan tipis Ag-Cu dengan variasi tekanan gas Argon dapat dilihat pada Gambar 4.14. Peak-peak yang muncul tidak jauh berbeda dengan variasi waktu deposisi yang telah dijelaskan pada Bab 4.1.3. Variasi ini juga tidak ditemukan *peak* yang menunjukkan terjadinya ikatan *metallic* Ag-Cu Alloy. Dari data didapatkan peak *Metalli Silver* terdapat pada peak sekitar 2 theta  $39^\circ$  dengan lebar peak yang luas pada variasi tekanan  $3 \times 10^{-2}$  mBar dan  $4 \times 10^{-2}$  mBar dan pada tekanan  $5 \times 10^{-2}$  mBar tidak ditemukannya peak *silver oxide*. Hal tersebut telah dijelaskan pada Bab 4.1.3 bahwa peak luas menunjukkan kristalisasi Ag pada lapisan tipis tidak sempurna atau dapat mengindikasikan *amorphous phase*. Sampel pada variasi ini menunjukkan peak Cu (111) pada seluruh sampel.



**Gambar 4.15** Peak Cu dan peak Fe yang saling berdekatan pada sampel variasi tekanan gas Argon



Jika dikorelasikan dengan hasil EDX pada Tabel 4.5 setiap sampel lapisan tipis Ag-Cu terdeteksi unsur penyusun substrat yaitu Fe dan Cr yang memiliki peak pada 2 Theta yang sangat berdekatan yaitu pada peak  $43.5^\circ$ . Dengan meningkatnya gas argon peak Cu intensitasnya semakin meningkat dan menutupi peak Fe pada peak  $43.6^\circ$  dan Cr Pada peak  $44.4^\circ$  hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.15

#### 4.2.4 Analisa kekasaran

Hasil uji kekasaran didapatkan pada Gambar 4.16 merupakan hasil visualisasi tiga dimensi pengujian AFM. sampel A memiliki permukaan yang paling halus dan sampel B yang paling kasar kemudian sampel C permukaannya menyerupai sampel B. hal ini sesuai data hasil mean tinggi (Sa) dan tinggi maksimum (Sz) dapat dilihat pada Tabel 4.4

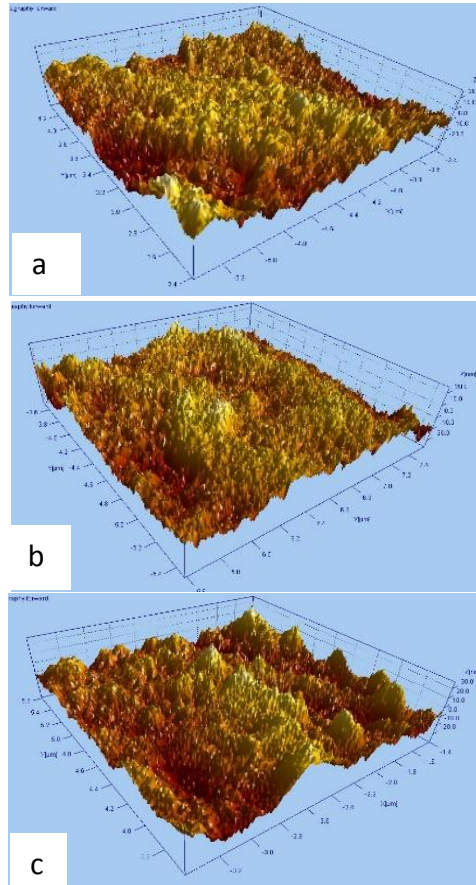
**Tabel 4.4** Data AFM Sa dan Sz lapisan tipis Ag-Cu

Sampel	Sa (nm)	Sz (nm)
<b>A. <math>P=3 \times 10^{-2}</math> mBar</b>	8.51	131.9
<b>B. <math>P=4 \times 10^{-2}</math> mBar</b>	9.1	120.7
<b>C. <math>P=5 \times 10^{-2}</math> mBar</b>	9	126.06

Kekasaran bisa dianalisa menggunakan Sa dan Sz, material akan lebih terlihat kasar ketika Sa dan Sz memiliki nilai yang lebih tinggi. Sa dan Sz adalah nilai yang didapatkan dari perluasan nilai mean kekasaran (Ra) dan tinggi maksimum kekasaran (Rz) dalam bentuk 3D. Hal ini menunjukkan bahwa tekanan gas Argon pada  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar memiliki laju deposisi yang paling tinggi sehingga memiliki kehalusan yang paling baik karena jumlah partikel yang terdeposisi pada permukaan substrat semakin banyak. Pada tekanan kerja gas Argon yang lebih tinggi yaitu  $4 \times 10^{-2}$  mBar dan  $5 \times 10^{-2}$  mBar, laju pertumbuhan menurun akibat dari peningkatan laju deposisi menurun (Ekerim dkk, 2014) sehingga permukaan lapisan tipis menjadi kasar karena partikel yg terdeposisi pada



permukaan substrat jumlahnya sedikit akibat meningkatnya tekanan gas Argon (Lin dkk, 2007).



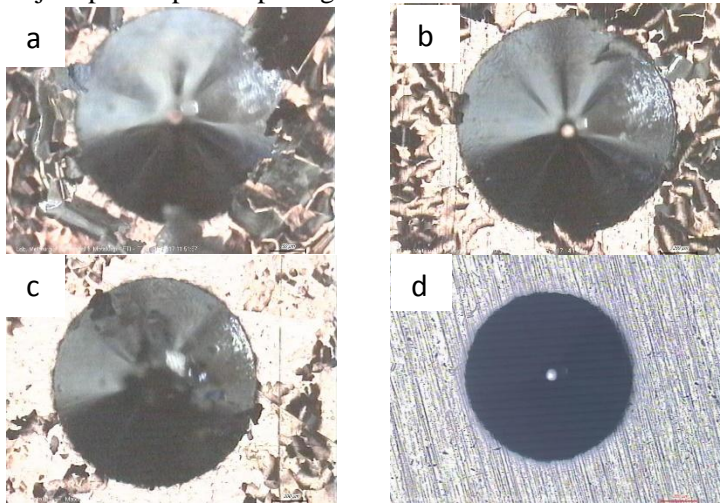
**Gambar 4.16** perbandingan visualisasi permukaan lapisan tipis Ag-Cu dengan AFM pada waktu konstan 15 menit a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar b)  $P=4 \times 10^{-2}$  mBar c)  $P=5 \times 10^{-2}$  mBar





#### 4.2.5 Analisa Adhesi

Specimen lapisan tipis Ag-Cu diuji dengan menggunakan Indentor *Rockwell C*. Guna melihat adhesi lapisan tipis AgCu dilakukan dengan mengamati permukaan lapisan tipis yang telah di indentasi menggunakan indentor Rockwell. Setelah indentasi, diamati deformasi plastik (retakan ataupun delaminasi) yang terjadi pada lapisan tipis Ag-Cu secara kualitatif.



**Gambar 4.17** Hasil indentasi sampel lapisan tipis Ag-Cu a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. b)  $P=4 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. c)  $P=5 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. d) Tanpa lapisan tipis Ag-Cu

Pada penelitian yang dilakukan oleh Heinke, 1995. Yaitu menginvestigasi kekuatan adhesi dengan menggunakan metode indentasi dengan *Rockwell-C* dari lapisan tipis TiN, CrN yang di deposit dengan metode *physical vapour deposition coating*. Dengan merujuk penelitian tersebut, kekuatan adhesi yang dihasilkan oleh lapisan tipis Ag-Cu pada Gambar 4.17, dari semua sampel menunjukkan area delaminasi yang cukup luas hal ini dapat disimpulkan bahwa lapisan tipis Ag-Cu kekuatan adhesinya lemah.

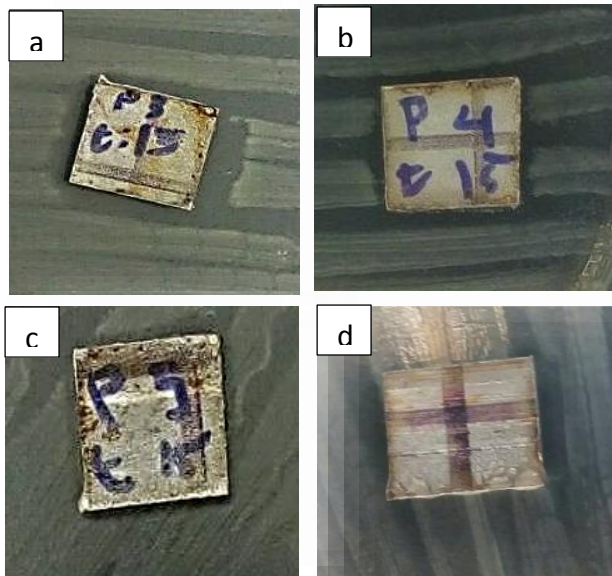
---

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



#### 4.2.5 Analisa Antimicrobial

Spesimen lapisan tipis Ag-Cu diuji *antimicrobial* di laboratorium *Mikrobiologi*, Departemen Biologi FMIPA ITS menggunakan *disk-diffusion test*. Seluruh spesimen menunjukkan kemampuan inhibisi pada media bakteri *E.Coli*. Gambar 4.18 menunjukkan visualisasi area inhibisi di sekitar sampel.



**Gambar 4.18** Area inhibisi sampel lapisan tipis Ag-Cu a)  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. b)  $P=4 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. c)  $P=5 \times 10^{-2}$  mBar  $t=15$  menit. d) Tanpa lapisan tipis AgCu

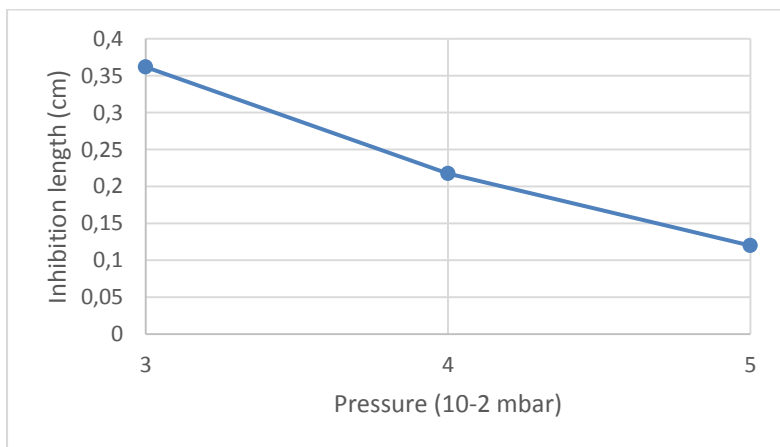
Pada Grafik pada gambar 4.19 menunjukkan perbandingan zona inhibisi dengan variasi tekanan gas Argon. Grafik tersebut menunjukkan bahwa tidak terjadi perubahan yang signifikan antara morfologi lapisan tipis Ag-Cu dengan sifat antimicrobial. Variasi tekanan gas Argon tidak secara langsung berpengaruh terhadap kemampuan *antimicrobial* pada sampel, tetapi variasi ini

## **BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN**



menunjukkan perbedaan kekasaran lapisan tipis yang terdeposit di substrat.

Kemampuan *antimicrobial* pada sampel dipengaruhi oleh keberadaan ion *antimicrobial* seperti  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$ , keberadaan ion ini dipengaruhi ketika adanya aktivasi ion *antimicrobial* menggunakan larutan  $\text{NaClO}$  yang telah dijelaskan pada tinjauan pustaka. Beberapa penelitian menunjukkan reaksi yang terjadi pada permukaan juga dipengaruhi oleh *wettability* pada permukaan dimana *wettability* dipengaruhi kekasaran lapisan tipis sehingga lebih reaktif melepas ion, dalam penelitian ini dapat dikatakan ion *antimicrobial* seperti  $\text{Ag}^+$  dan  $\text{Cu}^{2+}$ . Akan tetapi berdasarkan hasil zona inhibisi, pengaruh tekanan gas Argon tidak menunjukkan pengaruh yang signifikan.



**Gambar 4.19** Grafik Perbandingan Area Inhibisi Lapisan Tipis Ag-Cu dengan variasi tekanan gas Argon proses PVD



## BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

### 5.1 Kesimpulan

Dari hasil dan analisa data yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan:

1. Pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat mekanik, dan morfologi lapisan tipis Ag-Cu:
  - Meningkatnya waktu deposisi dari 10 menit hingga 15 menit meningkatkan kualitas lapisan tipis Ag-Cu dimana pada waktu deposisi singkat terdapat adanya *incomplete* pada permukaan lapisan dan pada waktu deposisi yang lama *incomplete* pada lapisan sangat sedikit.
  - Meningkatnya tekanan gas argon dari tekanan  $3 \times 10^{-2}$  mBar hingga  $5 \times 10^{-2}$  mBar menurunkan laju deposisi proses PVD sehingga jumlah partikel yang terdeposisi sedikit dan meningkatkan kekasaran permukaan lapisan tipis.
  - Kualitas adhesi lapisan tipis Ag-Cu pada sampel lemah dan tidak diterima berdasarkan kualifikasi teknis.
2. Pengaruh waktu deposisi dan tekanan gas Argon pada proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD terhadap sifat antimikroba lapisan tipis Ag-Cu:
  - Kehalusan permukaan lapisan tipis meningkatkan kemampuan antimicrobial yaitu pada variasi waktu deposisi 15 menit dan tekanan gas Argon  $P=3 \times 10^{-2}$  mBar didapatkan kehalusan lapisan yang paling tinggi yaitu nilai  $S_a = 8.51$  nm dan  $S_z = 131.9$  nm
  - Kemampuan *antimicrobial* pada sampel dipengaruhi oleh keberadaan ion *antimicrobial* seperti  $Ag^+$  dan  $Cu^{2+}$ , keberadaan ion ini dipengaruhi ketika adanya aktivasi ion *antimicrobial* menggunakan larutan NaClO



---

## 5.2 Saran

Dari pembahasan dan kesimpulan yang didapatkan, maka penulis merekomendasikan beberapa hal sebagai berikut:

1. Dilakukan penelitian yang lebih lanjut mengenai lapisan *antimicrobial* Ag-Cu dengan proses (*Physical Vapor Deposition*) PVD untuk meningkatkan kualitas adhesi lapisan Ag-Cu.
2. Penggunaan variable dengan perbedaan yang signifikan dengan menggunakan data yang lebih banyak untuk menemukan data yang lebih tepat.

## DAFTAR PUSTAKA

- Ahmadpouran, A., Carlos, L., Boochni, A., Arman, A., Amine. A., Rezaee S., and Sirvan N. (2016). *The Effect Oof Deposition time on Surface morphology, Structural,electrical and optick properties off sputtered Ag-Cuthin films*. Eropean physical journal plus: Iran
- Alexander, J. W. (2009). *History of the medical use of silver*. *Surgical Infections*, 10, 289e292
- Azom (2001), Stainless Steel- Grade 316L. UNS S31600.
- Bosetti M, Massè A, Tobin E, Cannas M. (2002) *Silver coated materials for external fixation devices: in vitro biocompatibility and genotoxicity*. *Biomaterials*; 23:887–92.
- Balazs DJ, Triandafillu K, Wood P, Chevolut Y, van Delben C, Harms H, et al (2004). *Inhibition of bacterial adhesion on PVC endotracheal tubes by RF-oxygen glow discharge, sodium hydroxide and silver nitrate treatments*. *Biomaterials*;25:2139–51.
- Chaw KC, Manimaran M, Tay FEH (2005). *Role of silver ions in destabilization of intermolecular adhesion forces measured by atomic force microscopy in Staphylococcus epidermidis biofilms*.*Antimicrob Agents Chemother* ;49:4853–9.
- Chernousova, S., & Epple, M. (2013). *Silver as antibacterial agent: ion, nanoparticle, and metal*. *Angewandte Chemie International Edition*, 52, 1636e1653.
- Craig, S., dan Harding, G. (1981). *Effect of argon pressure and substrate temperature on structure properties of sputtered copper films*. *Journal vacuum and technology* 19, 2:205-215
- Darouiche, R. O. (2004). *Treatment of infections associated with surgical implants*. *New England Journal of Medicine*, 350, 1422e1429.
- Diaz T., Rosendo E., Camacho E. (2014). *Effects of temperature and deposition time on the RF- sputtered CdTe films preparation*. Mexico: superficies

- Ekerim A., Kodolbas A O., Duygulu E., (2014). *Effect of argon pressure and RF power on Magnetron Sputtered Aluminum doped ZnO thin films*. Elsevier: Turkey
- Elumalai, E.K., T.N.K.V. Prasad, P.C. Nagajyothi dan E. David. (2011). *A Bird's eye view on Biogenic Silver nanoparticles and Their Application*. Pelagia Research Library, 2(2): 88-97
- Ewald, A., Glückermann, S. K., Thull, R., & Gbureck, U. (2006). *Antimicrobial titanium/silver PVD coatings on titanium. BioMedical Engineering OnLine*, 5, 22-22. doi:10.1186/1475-925X-5-22
- Fang, F. C. (1997). *Perspectives series: host/pathogen interactions. Mechanisms of nitric oxidereleted antimicrobial activity*. Journal of Clinical Investigation, 99, 2818.
- Harris W, Sledge CB (1990): *Total hip and total knee replacement* (Part II. *N Engl J Med*, 323:801-807.
- Ferreri, I., Calderon V, S., Escobar Galindo, R., Palacio, C., Henriques, M., Piedade, A. P., & Carvalho, S. (2015). *Silver activation on thin films of Ag–ZrCN coatings for antimicrobial activity. Materials Science and Engineering: C*, 55, 547-555.
- Heidenau, F., Mittelmeier, W., Detsch, R., Haenle, M., Stenzel, F., Ziegler, G., et al. (2005). *A novel antibacterial titania coating: metal ion toxicity and in vitro surface colonization*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine
- Heinke W., Leyland A., Mtthews A., Berg G., Fredrich C., Broszeit E (1995). *Evaluation of PVD nitride Coating, using impact, scratch and Rockwell Cadhesion test*. RCSE: Germany
- Hudzicki, J. (2009) *Kirby-Bauer Disk Diffusion Susceptibility Test Protocol. ASM Microbe Library*. American Society for Microbiology
- Lewis K (2001). *Riddle of biofilm resistance*. J Antimicrob Chemother ;45:999–1007.
- Lew DP, Waldvogel FA (2004,): *Osteomyelitis. Lancet* 364(9431):369-379.

- Lin, Y., Li, M., Wu, H., Poyo, C., Huang, C. (2007). *Effect of plasma operation pressure on burn-in efficiency of an SIP-PVD chamber*. Promos technology: Taiwan
- Mattox, D. M. (2007). Chapter 7 - Physical Sputtering and Sputter Deposition (Sputtering) *Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing (Second Edition)* (pp. 237-286). Boston: William Andrew Publishing.
- Miller, J.D. Veeramasuneni, J. Drelich, dan Yalamechili M.R (1996). *Effect Of Roughness ad Determindrd by Atomic Force Microscopy on the Wetting Properties of PTFE Thin Film*. Tokyo: NTT technical Assistance and Support center
- Martin C., Stranak V., Herredorf A., Wulff H., Drache S., Hubicka Z., Tichy M., Hippler R. (2013). *Deposition of Ritiir (TiO<sub>2</sub>) with Preffered orientation by Assisted High Power Impulse Magnetron Sputtering*. ;Elsevier
- Nelson CL, Evans RP, Blaha JD (1993): *A comparison of gentamicin impregnated polymethylmethacrylate bead implantation to conventional parenteral antibiotic therapy in infected total hip and knee arthroplasty*. *Clin Orthop*, 295:96-103.
- Mario, S. Qu, Y. Gardiner, J., dkk (2014). *Emerging rules for effective antimicrobial coatings*. Australia: Elsevier Ltd.
- Oses, J., Palaicio J.F., Kulkarni, S., A. Medrano., Garcia J, A., Rodiguez, R. (2013). *Antibacterial PVD Coatings Doped Silver with Ion Implantation*. Spanyol
- Oshida Y., dan Guven Y (2015). *Biocompatible Coatings for Metallic Biomaterial*. USA: Elsevier Ltd.
- Reidy, B., Haase, A. Luch, A., (2013). *Mechanisms of Silver Nanoparticle Release, Transformation and Toxicity: A Critical Review of Current Knowledge and Recommendations for Future Studies and Applications*. Germany:
- Shabashy, M.(1981). *PERSPECTIVE OF ADHESION OF THIN FILMS*. Budapest



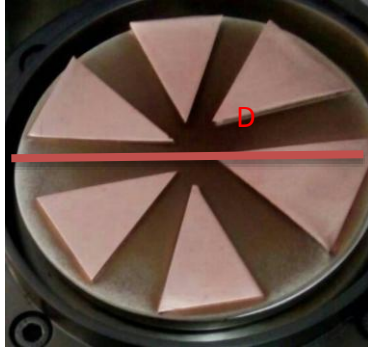
- Sant S.B, K.S. Gill, R.E., Burrell (2007). *Nanostructure dissolution and morphology characteristics of microcidal silver films deposited by magnetron sputtering*, Acta Biomater. 3341–350.
- Sin, M., Mamat, M, H., dan Rusop M. (2013). *Effect of Deposition Time on Properties Nanostructure ZnO Thin Film Deposited by RF Magnetron Sputtering*. Advance Material Research : Malaysia
- Sotya (2013). *Pengaruh Proses Pelapisan Ag, Kitosan/Ag, TiO<sub>2</sub>/Ag Dan Pencucian Hasil Pelapisan Terhadap Aktivitas Bakteri Eschericia cili Pada Tekstil Medis*. Surakarta
- Sutowo, C., Ikhsan, M., & Kartika, I. (2014). Karakteristik Material Biokompetibel Aplikasi Implan Medis Jenis Bone Plate. *Seminar Nasional Sains dan Teknologi 2014*.
- Tiller, J. C. (2006). *Silver-Based Antimicrobial Coatings Polymeric Drug Delivery II* (Vol. 924, pp. 215-231): American Chemical Society.
- Valappil SP, Pickup DM, Carroll DL, Hope CK, Pratten J, Newport RJ, et al (2007);. *Effect of silver content on the structure and antibacterial activity of silver-doped phosphate-based glasses*. Antimicrob Agents Chemother :51:4453–61.
- Wang, R., HeX., G.(2017). *Antimicrobial property, cytocompatibility and corrosion resistance of Zn-doped ZrO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub> coatings on Ti6Al4V implants*. Taiyuan:elsevier
- Weir E, Lawlor A, Whelan A, Regan F (2008). *The use of nanoparticles in anti-microbial materials and their characterization*. Analyst ;133:835–45
- Wojcieszak, D., Mazur, M., Kalisz, M., Grobelny (2016). *Influence of Cu, Au and Ag on structural and surface properties of bioactive coatings based on titanium*. Polandia: Elsevier
- Zhao, L., Chu, P. K., Zhang, Y., & Wu, Z. (2009). *Antibacterial coatings on titanium implants*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91, 470e480



### Lampiran Luas Perhitungan Area Target

A. Mencari luas area target Ag :

$$\text{Luas Target Ag } (A_{Ag}) = \frac{1}{4} D^2 \pi$$

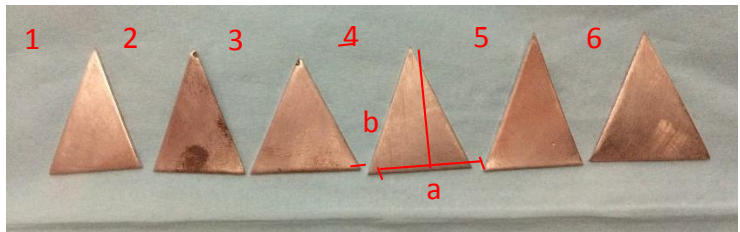


Diameter Ag (cm<sup>2</sup>)

Diameter Ag ( $D_{Ag}$ ) = 75 mm = 7,5 cm

B. Mencari Luas Area Target Cu

$$\text{Luas Target Cu } (A_{Cu}) = \frac{1}{2} \times \text{Alas } (a) \times \text{tinggi } (b)$$



Gambar 1 Material target Cu

Tabel 1 Perhitungan luas area target Cu

No	a (cm)	b (cm)	$A_{Cu}$ (cm <sup>2</sup> )
1	2	2,2	2,2
2	2	2,2	2,2
3	2,5	2,5	3,125
4	2,35	2,75	3,23125
5	2,2	3	3,3
6	2,7	2,9	3,915
Total			17,97125

## LAMPIRAN AFM

### Topography Forward

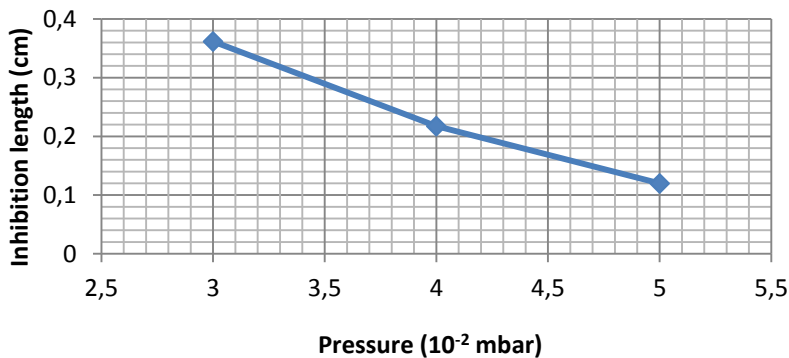
Sampel	Size (micron)	Sa (nm)	Sz (nm)
T=10 menit P=3 x 10 <sup>-2</sup> mBar	10x10	15.4	209
	5x5	15.2	151
	2x2	11.5	145
T=15 menit P=3 x 10 <sup>-2</sup> mBar	10x10	12	231
	5x5	7.29	110
	2x2	6.24	54.8
T=20 menit P=3 x 10 <sup>-2</sup> mBar	10x10	11.9	309
	5x5	9.27	115
	2x2	7.64	97.7
T=15 menit P=4 x 10 <sup>-2</sup> mBar	10x10	11.3	220
	5x5	10.8	91.3
	2x2	5.48	50.9
T=15 menit P=5 x 10 <sup>-2</sup> mBar	10x10	11.3	202
	5x5	8.36	110
	2x2	7.34	66.2

sampel	Sa (nm)	Sz (nm)
A (t = 10 menit)	14.03333	168.3333
B (t = 15 menit)	8.51	131.9333
C (t = 20 menit)	9.603333	173.9

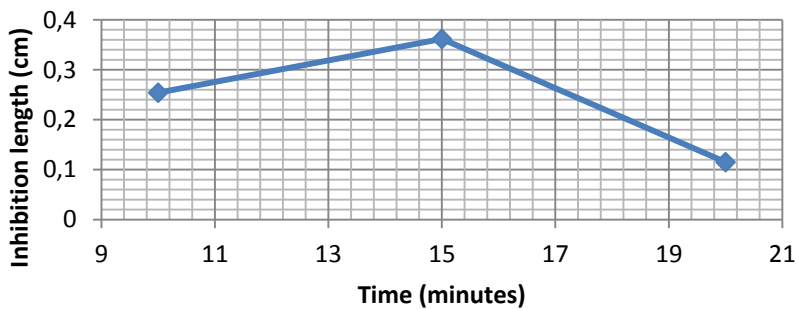
sampel	Sa (nm)	Sz (nm)
A (P = 3 x 10 <sup>-3</sup> mBar)	8.51	131.9
B (P = 4 x 10 <sup>-3</sup> mBar)	9.1	120.7
C (P = 5 x 10 <sup>-3</sup> mBar)	9	126.06

**Lampiran Antimicrobial**

**Effect of Pressure on Antimicrobial Activities**



**Effect of Deposition Time on Antimicrobial Activities**



Tabel perhitungan Antimicrobial

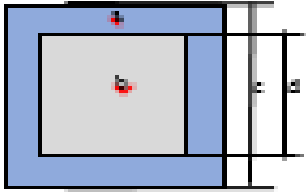
*jarak Inhibisi (x,y)*

$$= \frac{\text{Panjang Inhibisi } (x_i, y_i)}{2}$$

$$= \frac{\text{Panjang Spesimen } (X, Y)}{2}$$

*rata – rata Inhibisi*

$$= \frac{(\text{Jarak Inhibisi } x + \text{Jarak Inhibisi } y)}{2}$$



Keterangan :

- a. Zona Bening
- b. Spesimen
- c. Panjang Inhibisi (xi,yi)
- d. Panjang Spesimen (X,Y)

variabel	x	Y	x'	y'	$1/2(x'-x)$	$1/2(y'-y)$	Average
P: 3, t: 10	1.3	1.13	1.6	1.52	0.15	0.26	0.254167
			1.62	1.46	0.32	0.23	
			1.67	1.44	0.345	0.22	
P: 3, t: 15	1.13	1.12	1.8	1.65	0.4	0.315	0.361667
			1.86	1.67	0.43	0.325	
			1.84	1.58	0.42	0.28	
P: 3, t:20	1.16	1.11	1.22	1.23	0.1	0.105	0.115
			1.26	1.24	0.12	0.11	
			1.25	1.3	0.115	0.14	
P: 4, t:15	1.23	1.14	1.51	1.4	0.245	0.21	0.2175
			1.35	1.46	0.165	0.24	
			1.44	1.45	0.21	0.235	
P: 5, t:15	1.17	1.12	1.26	1.27	0.115	0.13	0.12
			1.25	1.24	0.11	0.115	
			1.3	1.24	0.135	0.115	



## Lampiran XRD

### Name and formula

Reference code:	00-003-0931
Compound name:	Silver
Empirical formula:	Ag
Chemical formula:	Ag

### Crystallographic parameters

Crystal system:	Cubic
Space group:	Fm-3m
Space group number:	225
a (Å):	4.0670
b (Å):	4.0670
c (Å):	4.0670
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	90.0000
Measured density (g/cm <sup>3</sup> ):	10.50
Volume of cell (10 <sup>6</sup> pm <sup>3</sup> ):	67.27
Z:	4.00

### Comments

Color:	White
Creation Date:	1/1/1970
Modification Date:	1/11/2011
Boiling Point:	Boiling point 2152°
Color:	White

Deleted Or Rejected By:  
Melting Point:  
Sample Preparation:

Deleted by NBS card  
1233.5 K  
Silver mirror obtained by  
heating a solution of "Ag N  
O3", "N H4 O H", NaOH and  
lactose in a capillary.

## **References**

Primary reference:

Jung., *Z. Kristallogr.*,  
*Kristallgeom.*, *Kristallphys.*,  
*Kristallchem.*, **64**, 423, (1926)

## **Peak list**

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2.32000	38.784	100.0
2	2	0	0	2.05000	44.142	90.0
3	2	2	0	1.44000	64.678	80.0
4	3	1	1	1.22000	78.306	80.0
5				1.18000	81.506	

**PDF#04-0836: QM=Star/Calculated; d=Other/Unknown;**

I=(Unknown)

Copper, syn

Cu

Radiation=CuKa1

Lambda=1.5406 Filter=

Calibration=

d-Cutoff= I/Ic(RIR)=

Ref= Level-1 PDF

Cubic, Fm-3m(225)

Z=4 mp=

Cell=3.615x3.615x3.615<90x90x90> Pearson=

Density(c)=8.95

Density(m)= Mwt= Vol=

Ref= Ibid.

Strong Line: 2.09/X 1.81/5 1.28/2 1.09/2 0.83/1 0.81/1 1.04/1

d(A)	I(f)	I(v)	h	k	l	n^2	2-Theta	Theta	1/(2d)	2pi/d
2.088	100.0	100.0	1	1	1	3	43.297	21.648	0.2395	3.0092
1.808	46.0	53.0	2	0	0	4	50.433	25.216	0.2765	3.4752
1.278	20.0	33.0	2	2	0	8	74.130	37.065	0.3912	4.9164
1.090	17.0	33.0	3	1	1	11	89.931	44.965	0.4587	5.7644
1.043	5.0	10.0	2	2	2	12	95.139	47.570	0.4791	6.0207
0.903	3.0	7.0	4	0	0	16	116.918	58.459	0.5532	6.9520
0.829	9.0	23.0	3	3	1	19	136.507	68.253	0.6029	7.5765
0.808	8.0	21.0	4	2	0	20	144.714	72.357		

### **Name and formula**

Reference code:	00-033-0945
Compound name:	Nickel Chromium Iron
Common name:	Inconel 600, UNS N06600
Empirical formula:	$\text{Cr}_{0.18}\text{Fe}_{0.09}\text{Ni}_{0.73}$
Chemical formula:	$\text{Cr}_{0.18}\text{Fe}_{0.09}\text{Ni}_{0.73}$

### **Crystallographic parameters**

Crystal system:	Cubic
Space group:	Fm-3m
Space group number:	225
a (Å):	3.5537
b (Å):	3.5537
c (Å):	3.5537
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	90.0000

Volume of cell ( $10^6 \text{ pm}^3$ ):	44.88
Z:	4.00

RIR: -

### **Subfiles and quality**

Subfiles:	Alloy, metal or intermetallic Inorganic
Quality:	Star (S)

### **Peak list**

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2.05130	44.113	80.0
2	2	0	0	1.77710	51.375	55.0
3	2	2	0	1.25670	75.607	100.0
4	3	1	1	1.07130	91.949	40.0
5	2	2	2	1.02600	97.316	6.0
6	4	0	0	0.88860	120.194	4.0

### **Name and formula**

Reference code:	00-033-0397
Compound name:	Chromium Iron Nickel Carbon
Common name:	304-stainless steel, austenite
Empirical formula:	$C_{0.06}Cr_{0.29}FeNi_{0.16}$
Chemical formula:	$FeCr_{0.29}Ni_{0.16}C_{0.06}$

### **Crystallographic parameters**

Crystal system:	Cubic
Space group:	Fm-3m
Space group number:	225
a (Å):	3.5911
b (Å):	3.5911
c (Å):	3.5911
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	90.0000

Volume of cell ( $10^6 \text{ pm}^3$ ):	46.31
Z:	4.00

RIR: -

### **Subfiles and quality**

Subfiles:	Alloy, metal or intermetallic Inorganic
Quality:	Star (S)

## **References**

Primary reference: Pfoertsch, Ruud, Penn State University, University Park, Pennsylvania, USA., *ICDD Grant-in-Aid*, (1982)

## **Peak list**

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2.07500	43.583	100.0
2	2	0	0	1.79610	50.792	45.0
3	2	2	0	1.26970	74.699	26.0
4	3	1	1	1.08280	90.697	30.0
5	2	2	2	1.03680	95.968	12.0
6	4	0	0	0.89790	118.161	3.0

### **Name and formula**

Reference code:	01-087-1992
Mineral name:	Cordierite (dehydrated, Ar-bearing)
Compound name:	Argon Sodium Magnesium Iron Aluminum Silicate
Common name:	argon sodium magnesium iron tecto-tetraalumopentasilicate
Empirical formula:	$\text{Al}_4\text{Ar}_{0.72}\text{Fe}_{0.09}\text{Mg}_{1.91}\text{Na}_{0.05}\text{O}_{18}\text{Si}_5$
Chemical formula:	$\text{Ar}_{0.72}\text{Na}_{0.05} ( \text{Mg}_{1.91}\text{Fe}_{0.09} ) ( \text{Al}_4\text{Si}_5\text{O}_{18} )$

### **Crystallographic parameters**

Crystal system:	Orthorhombic
Space group:	Cccm
Space group number:	66
a (Å):	17.0689
b (Å):	9.7180
c (Å):	9.3550
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	90.0000
Volume of cell (10 <sup>6</sup> pm <sup>3</sup> ):	1551.77
Z:	4.00



RIR: 0.85

### **Subfiles and quality**

Subfiles: ICSD Pattern  
Inorganic  
Mineral  
Quality: Star (S)

### **References**

Primary reference: *Calculated from ICSD using  
POWD-12++*  
Structure: Armbruster, T., *Phys. Chem.  
Miner.*, **12**, 233, (1985)

### **Peak list**

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	2	0	0	8.53440	10.357	58.2
2	1	1	0	8.44520	10.467	84.7
3	1	1	1	6.26870	14.117	0.6
4	3	1	0	4.91000	18.052	13.0
5	0	2	0	4.85900	18.243	5.5
6	0	0	2	4.67750	18.958	8.6
7	3	1	1	4.34760	20.411	0.7
8	4	0	0	4.26720	20.800	5.2
9	2	2	0	4.22260	21.022	4.1
10	1	1	2	4.09180	21.702	41.6
11	2	0	2	4.09180	21.702	41.6
12	2	2	1	3.84870	23.091	0.1
13	3	1	2	3.38670	26.294	82.4
14	0	2	2	3.36980	26.428	53.9
15	5	1	0	3.22080	27.674	2.8

16	4	2	0	3.20630	27.802	4.8
17	1	3	0	3.18250	28.014	1.8
18	4	0	2	3.15250	28.286	40.8
19	2	2	2	3.13430	28.454	100.0

## **BIODATA PENULIS**



Ratna Hermastuti lahir di Tulungagung, 10 desember 1994. Penulis adalah putri dari Bapak Suratto dan ibu Mundarin dari empat bersaudara, penulis menempuh pendidikan formal di TK IDATA Tulungagung, SDN Kedungwaru 1 Tulungagung, SMPN 3 Tulungagung, SMAN 1 Kedungwaru Tulungagung, setelah selesai menempuh pendidikan wajib belajar penulis melanjutkan pendidikan perguruan tinggi di Departemen Teknik Material Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya pada tahun 2013.

Selama berkuliah di ITS, penulis juga aktif di beberapa kegiatan ekstrakurikuler, diantaranya di Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi (HMMT) FTI-ITS sebagai Staff Material Techno Club (2014-2015), sebagai Asisten Dirjen Kementerian Kesejahteraan Mahasiswa Badan Eksekutif Mahasiswa ITS (BEM-ITS) (2015-2016) dan Koordinator Putri Departemen Kaderisasi LDJ Ash-Haabul Kahfi (2015-2016).

Pengalaman kerja yang pernah diikuti penulis yaitu kerja praktek di Industri Semen di PT. SEMEN INDONESIA Tbk. Tuban Plan pada bulan Juni hingga bulan Juli 2016. Penulis dapat dihubungi melalui 085895600506 dan alamat email [her.ratna@gmail.com](mailto:her.ratna@gmail.com)

